

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA

Studijní program: Biologie
Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Eliška Schuplerová

Diplomová práce

**ROZLOŽENÍ HUTNÉ KOSTNÍ TKÁŇĚ U STEHENNÍ A HOLENNÍ
KOSTI: ODHAD ERROR RANGES U CSG PARAMETRU**

**FEMORAL AND TIBIAL CORTICAL TISSUE DISTRIBUTION: THE
ERROR RANGES OF CROSS-SECTIONAL PARAMETERS**

Vedoucí diplomové práce: doc. Mgr. Vladimír Sládek, PhD.

PRAHA 2013

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 12.8.2013

Eliška Schuplerová

Poděkování

Děkuji za vedení, spolupráci, přátelství a pomoc svému školiteli
doc. Mgr. Vladimíru Sládkovi Ph.D. a také kolegům z laboratoře antropologie kostní
tkáně. Dále děkuji za podporu své rodině a blízkým.

Obsah

Abstrakt.....	6
Klíčová slova	6
Seznam zkratk	8
Úvod.....	10
Makroskopická struktura kosti.....	11
Mikroskopická struktura kosti	12
Remodelace kosti	13
Biomechanické vlastnosti kosti.....	14
Působení mechanické zátěže na kost	15
Biomechanické parametry v antropologii.....	17
Parametry CSG transversálního průřezu kosti.....	20
Vztah parametrů CSG k mechanické zátěži.....	21
Problém porušených kostí.....	22
Odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti (Sládek et al., 2010)	23
Cíle.....	25
Materiál	26
Starší období	26
Mladší období	28
Metody	29
Výsledky	34
Srovnání souborů	34
Odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu stehenní kosti.....	35
Odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu holenní kosti.....	37
Populační specifičnost	38
Stehenní kost.....	38

Holenní kost	39
Pohlavní specifičnost	40
Stehenní kost	40
Holenní kost	40
Diskuze	41
Závěr	46
Citovaná literatura.....	47
Přílohy: Obrázky	53
Přílohy: Tabulky	56
Přílohy: Grafy	90

Abstrakt

V analýze rozložení hutné kostní tkáně jsou porovnávány průřezy dlouhé kosti lokalizovány v určitých procentech biomechanické délky (BML) kosti. Pokud neznáme BML kosti, musí být místo průřezu odhadnuto. Ve studii Sládek et al. (2010) byl testován efekt nepřesné lokalizace 50 % průřezu dlouhé kosti na hodnoty geometrických parametrů průřezu pro soubor jedinců sloučených pohlaví z jednoho časového období prostřednictvím odhadu spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti. Cílem diplomové práce je zjistit, zda je odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti populačně a/nebo pohlavně specifický.

Použili jsme stehenní kosti 25 mužů a 29 žen a holenní kosti 36 mužů a 24 žen ze dvou období: starší období (pozdní eneolit a mladší doba bronzová) a mladší období (raný novověk). U každé kosti bylo počítačovým tomografem sejmuto vždy 29 transversálních průřezů kosti po 1 % BML kosti v oblasti od 40 % do 60 % BML a po 5 % BML kosti v úsecích od 20 % do 40 % a od 60 % do 80 % BML. Jednotlivé transversální průřezy jsme zdigitalizovali a ze získaných dat jsme vypočítali odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti pro geometrické parametry průřezu. Vypočítané hodnoty průměrné procentuální odchylky (MD%) a průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR) geometrických parametrů průřezu jsme srovnali mezi soubory ze staršího a mladšího období a mezi muži a ženami.

V této diplomové práci jsme zjistili, ve shodě se závěry studie Sládek et al. (2010), že nejcitlivějšími geometrickými parametry průřezu na lokalizaci 50 % průřezu jsou kvadratický moment plochy průřezu holenní kosti ($MAR = 11\text{--}14\text{ mm}$) a polární kvadratický moment plochy průřezu holenní kosti ($MAR = 18\text{--}22\text{ mm}$). Hodnoty MD% a MAR se signifikantně neliší mezi soubory z různých období, ani mezi pohlavími, což naznačuje, že odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti je populačně i pohlavně nespecifický.

Klíčová slova

biomechanická analýza, porušené kosti, transversální průřezy, rozsah spolehlivosti, geometrické parametry průřezu, stehenní kost, holenní kost

Abstract

In biomechanical analyses, the position of long bone cross-section under study is defined relatively to biomechanical length (BML) of the bone. In damaged bones where BML can not be measured, the position of the cross-section has to be estimated. Sládek et al. (2010) studied the effect of inaccurately located femoral and tibial midshafts on the cross-sectional parameters in a pooled-sex sample from a single period. In the present study we aim to test whether the effect of inaccurately located femoral and tibial midshafts on the cross-sectional parameters is sample-specific and/or sex-specific.

We used femora of 29 females and 25 males and tibiae of 24 females and 36 males from two different periods (Late Eneolithic and Early Bronze Age; early modern period). 29 cross-section CT scans per bone obtained at each 1% interval from 40% to 60% of BML and at each 5% interval from 20–40% and 60–80% of BML were available to us. We digitized the cross-section scans and computed the error ranges of the cross-sectional parameters. We compared the mean percentage difference (MD%) and mean accuracy range (MAR) between samples and sexes.

Our results are in concordance with the results of Sladek et al. (2010): the cross-sectional parameters most sensitive to positioning error are tibial second moments of area (MAR = 11–14 mm) and tibial polar second moment of area (MAR = 18–22 mm). The error ranges of cross-sectional parameters were not significantly different between samples and sexes. Thus, we conclude that the effect of inaccurately located femoral and tibial midshafts on the cross-sectional parameters is neither sample-specific nor sex-specific.

Key words

biomechanical analysis, damaged bones, cross-sections, error range, cross-sectional parameters, femora, tibiae

Seznam zkratek

α	hladina významnosti
μ CT	<i>microtomography</i> : microtomografie
AB	šířka <i>incisura ischiadica major</i>
BML	<i>biomechanical length</i> : biomechanická délka
CA	<i>cortical area</i> : plocha hutné kostní tkáně
CSG	<i>cross-section geometry</i> : geometrie průřezu
CS _i	hodnota geometrického parametru x % průřezu kosti
CS _{target_i}	hodnota geometrického parametru 50 % průřezu kosti
CT	<i>computed tomography</i> : počítačová tomografie
CT-i	<i>CT-images</i> : snímky z počítačové tomografie
DCOX	délka pánevní kosti
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> : standard pro digitální zobrazování a distribuci v medicínských dat
Fe	<i>femora</i> : stehenní kost
Fe1	největší délka kosti stehenní
Fe2	bikondylární délka kosti stehenní
Fe6	antero-posteriorní průměr středu těla kosti stehenní
Fe7	medio-laterální průměr středu těla kosti stehenní
Fe18	největší rozměr hlavice kosti stehenní v antero-posteriorní rovině
Fe19	největší rozměr hlavice kosti stehenní v medio-laterální rovině
Fe20	obvod hlavice kosti stehenní
Fe21	biepikondylární šířka stehenní kosti
Fe-BML	biomechanickou délka
HOAC	horizontální průměr acetabula
I _{A-P}	<i>second moment of area</i> : kvadratický moment plochy průřezu kolem antero-posteriorní osy
IIMT	výšku <i>incisura ischiadica major</i>
I _{M-L}	<i>second moment of area</i> : kvadratický moment plochy průřezu kolem medio-laterální osy
ISM	největší délka <i>os ischii</i>

ISMM	postacetabulární délka <i>os ischii</i>
J	<i>polar second moment of area</i> : polární kvadratický moment plochy průřezu
LA	<i>limits of agreement</i> : interval spolehlivosti
MA	<i>medullary area</i> : dřevná dutina
MAD%	<i>mean percentage absolute differences</i> : průměrná procentuální absolutní odchylka v %
MAR	<i>mean accuracy range</i> : průměrný rozsah spolehlivosti
MD%	<i>mean percentage differences</i> : průměrná procentuální odchylka v %
MR	<i>magnetic resonance</i> : magnetická rezonance
PUBM	délka <i>Tuberculum pubicum – acetabulum</i>
pQCT	<i>peripheral quantitative computed tomography</i> : periferní kvantitativní výpočetní tomografie
PUM	acetabulo-symphyseální délka <i>os pubis</i>
SCOX	šířka pánevní kosti
SD	<i>standard deviation</i> : směrodatná chyba
SPU	šířka těla kosti stydké
TA	<i>total area</i> : celková plocha průřezu
Ti	<i>tibiae</i> : holenní kost
Ti1	největší délka holenní kosti
Ti1a	celková délka holenní kosti
Ti3	maximální bikondylární šířka holenní kosti
Ti3a	největší šířka kloubní plochy <i>condylus medialis</i> holenní kosti
Ti3b	největší šířka kloubní plochy <i>condylus lateralis</i> holenní kosti
Ti3Bik	největší vzdálenost od mediálního okraje <i>condylus medialis</i> k laterálnímu okraji <i>condylus lateralis</i> holenní kosti
Ti4a	největší délka kloubní plochy <i>condylus medialis</i> holenní kosti
Ti4b	největší délka kloubní plochy <i>condylus lateralis</i> holenní kosti
Ti6	maximální šířka distální epifýzy
Ti-BML	biomechanická délka kosti holenní

Úvod

V posledních letech jsme svědky posunu v chápání role kosterní antropologie pro rekonstrukci chování pravěkých populací člověka (Sládek et al., 2002). Tento nový teoretický rámec shrnul Larsen (1997) v novém oborovém zaměření: bioarcheologie, tj. zaměření na rekonstrukci lidského chování pomocí znaků lidské kostry (Sládek et al., 2002).

Kostní tkáň se v průběhu života jedince dynamicky přestavuje a díky tomu je schopna plasticky se přizpůsobovat vnějším podnětům, které na ni působí. Bioarcheologie zkoumá taková přizpůsobení kostry, která jsou reakcí na vnější podněty způsobené behaviorálními specializacemi minulých lidských populací, jako například preference stravy nebo specifická kontrola stresových podnětů. Tyto typy behaviorálních specializací se v bioarcheologii ukazují např. na růstových a vývojových poruchách, pomocí patologických znaků, studiím charakteru zranění a stop násilné smrti apod. Jedním ze směrů, kterým se bioarcheologie také ubírá, je zkoumání změn na kostře, které jsou způsobeny lokomocí. Studují se např. kosterní změny podmíněné rozdílností lokomoce mezi sedentárními populacemi zemědělců a nomádskými populacemi lovců a sběračů (Sládek et al., 2002).

Jedním z možných způsobů jakým bioarcheologové rekonstruují chování minulých lidských populací je využití biomechanických analýz. Prostředí klade na jednotlivce a populace různé nároky, kost se remodeluje na základě převládajících sil a výsledkem přestavby je změněná morfologie kosti. Přestavba, která nikdy nekončí (ačkoliv se s věkem zpomaluje), vede ke zvýšené robusticitě (odolnosti kosti). Jelikož jsou denní aktivity nejčastěji vztaženy k určitému pohybu a svalová aktivita s tím spojená je největší na končetinách, posuzujeme průřezy dlouhých kostí horní a dolní končetiny.

Biomechanické analýzy lidských koster zkoumají rozložení hutné kostní tkáně nejčastěji na základě vlastností geometrie průřezu dlouhých kostí. Biomechanické teorie jsou v dnešní době využívány například pro objasnění témat, jakými jsou evoluce lidské chůze (Wang et al., 2003), lokomoce primátů (Bertram, 2004) či efekt stravy na morfologii lebky (Ross et al., 2005). Spolehlivost biomechanických přístupů byla již testována mnoha výzkumy zabývajícími se vlastnostmi průřezu kosti (Ruff, 1986; Stock, 2002; O'Neill and Ruff, 2004; Sládek et al., 2006, 2007, 2010; Stock and Shaw, 2007),

identifikací vnitřní (endostální) hranice průřezu (Ruff and Hayes, 1983) či inter- a intra-observační chybou vznikající při CT skenování a následné digitalizaci průřezů (Sailer et al., 2003; Jindrová et al., 2012).

Spolehlivost biomechanických analýz průřezů dlouhých kostí však závisí na spolehlivosti lokalizace požadovaného průřezu na dlouhé kosti (Ruff, 2007). Bohužel zachovalost prehistorických dlouhých kostí je nízká a často není možné změřit ani odhadnout biomechanickou délku kosti. V takovém případě je nutné pozici pro průřez odhadnout (Day and Molleson, 1976; Trinkaus and Ruff, 1989, 1996; Ruff et al., 1999; Trinkaus, 1999; Haeusler and McHenry, 2004; Nakatsukasa et al., 2007).

Mnoho studií se zabývá rekonstrukcí délek špatně zachovaných dlouhých kostí (např. Trinkaus et al., 1999a; Haeusler and McHenry, 2004), ale stále zůstává pochybnost ohledně spolehlivosti rekonstruované délky kosti (Simmons et al., 1990; Ernestová, 2003; Wright and Vasquez, 2003).

Makroskopická struktura kosti

Kost není v pravém slova smyslu tkáň, ale orgán (či komplexní biomateriál), který z mechanického hlediska vykazuje různé mechanické vlastnosti podle své struktury, lokalizace, směru zatížení, zátěžové historie atd. Je pro ni typická strukturální nehomogenita a anizometrie. Terminologicky se proto musí rozlišit kost jako orgán tvořený ze spongiózní a kompaktní kostní tkáně, vaziva, ale i cévního zásobení a inervace a vlastní kostní tkáň tvořená buňkami a mezibuněčnou hmotou s minerály.

Kost je dynamickým orgánem, který lze podle tvaru, růstu, cévního zásobení, stavby a biomechanických vlastností rozdělit do tří skupin - kosti dlouhé, krátké a ploché (Čihák, 2011). V této diplomové práci se zabýváme dvěma dlouhými kostmi dolní končetiny, kostí stehenní a holenní. Dlouhá kost se u dospělého jedince skládá z těla kosti a proximálního a distálního konce kosti. Tělo dlouhé kosti má často válcovitý tvar, jeho plášť tvoří hutná kostní tkáň a dutinu vyplňuje kostní dřev (dřeňová dutina). Konce dlouhých kostí jsou tvořeny kostní trámčinou (spongiózou), obklopenou tenkou vrstvou hutné kostní tkáně. Na longitudinálním řezu dlouhou kostí rozlišujeme hutnou a spongiózní kostní tkáň. Hutná kostní tkáň tvoří povrch všech kostí a největší tloušťky dosahuje v oblasti těl dlouhých kostí. Spongiózní kostní tkáň je složena z trámců

(trabekulů), které se kříží a rozvětvují na způsob houbovité struktury. Mezi trámci zůstávají dutinky vyplněné kostní dřevinou. Struktura hutné a spongiózní kostní tkáně může vypovídat o působení mechanických sil na kost a jejím následném přizpůsobení se těmto silám. Povrch dlouhé kosti je na zevní ploše pokryt periostem a na vnitřní endostem. Periost je specializovaná, vysoce vaskularizovaná membrána, pokrývající většinu vnějšího povrchu kosti. Je složena ze dvou vrstev. Vnější vrstvu tvoří kolagenní vlákna a fibroblasty. Vnitřní vrstva obsahuje kostní buňky v různých stádiích diferenciaci. (Graaff, 2001; Čihák, 2011)

Mikroskopická struktura kosti

Na mikroskopické úrovni rozlišujeme dva typy kostní tkáně – houbovitou (*substantia spongiosa*) a kompaktní (*substantia compacta*). Kompaktní neboli hutná kostní tkáň tvoří 70 % celkového skeletu člověka. Kompakta není intenzivně remodelována; za jeden rok se přemění asi jen 3 % jejího objemu. *Substantia spongiosa* (spongióza, houbovitá kostní tkáň) tvoří 20 % skeletu a za rok se remodeluje 25 % jejího objemu (Čihák, 2011).

Kompaktní tkáň tvoří silnou plášťovou vrstvu dlouhých kostí a tenkou tuhou vrstvu na povrchu kostí krátkých a plochých. Hlavní funkcí kompaktní kostní tkáně je odolávat tlaku a tahu. Tato schopnost je zajišťována kolagenními vlákny uspořádanými do fibril, které obkružují cévní kanál. Komplex těchto lamel s centrálním kanálkem se nazývá Haversovský systém neboli osteon (Mays, 1998). Osteon je stavební i cirkulační jednotkou kostní kompakty. V kostní tkáni se nacházejí tři základní typy buněk: osteoblasty, osteocyty a osteoklasty (Cooper and Milgram, 1966).

Osteoblasty produkují organické komponenty kostní matrix a nacházejí se na vnitřním i vnějším povrchu kosti a také ve stěnách kanálků (Hillsley and Frangos, 1993). Na přítomnosti osteoblastů je závislé ukládání anorganických látek do kostní matrix. Osteoblasty se již dále nedělí.

Osteocyty jsou plně diferencované osteoblasty, které jsou zcela zality v kostní matrix. Jsou uloženy v lakunách a výběžky komunikují s ostatními osteocyty (Cooper and Milgram, 1966). V místě, kde se dotýkají výběžky dvou sousedních kostních buněk, jsou mezibuněčné spoje. Mezibuněčné spoje umožňují iontům a prvkům s nízkou molekulovou

hmotností prostoupit z jedné buňky do druhé, aniž by se dostali do extracelulárního prostoru (Cowin, 2002). Mezibuněčné spoje umožňují propojení osteocytů s endostálními a periostálními lemovými buňkami a s osteoblasty (Cowin, 2002).

Osteoklasty jsou volné buňky kostní tkáně a jejich funkcí je odbourávat kostní matrix. Jsou to velké pohyblivé buňky s četnými výběžky, uložené na povrchu kostní tkáně v drobných prohlubních (Cowin, 2002).

Na mikroskopické úrovni sestává kostní tkáň z buněk a mezibuněčné hmoty (kostní matrix). Kostní buňky produkují mezibuněčnou hmotu, která nad nimi svým objemem převažuje. Mezibuněčná hmota se skládá z organické a anorganické matrix. Organickou matrix tvoří z 98 % kolagenní vlákna. Anorganická matrix je tvořena ukládáním vápníku a fosfátových solí ve formě hydroxyapatitu (Nordin and Frankel, 2001). Kolagenní vlákna podmiňují pružnost kosti, vápník a fosfor pak pevnost a tvrdost kosti.

Remodelace kosti

Ke změnám morfologie dlouhých kostí dochází díky remodelaci kostní tkáně (Cowin et al., 1991). Rozlišujeme modelaci kostní tkáně a její remodelaci. Modelace kosti je proces, ve kterém převažuje tvorba kostní tkáně nad odbouráváním kosti, dochází tedy k navyšování množství kostní hmoty (Nigg and Herzog, 2006). Remodelací se množství kostní hmoty udržuje či zmenšuje (Nigg and Herzog, 2006).

Proces modelace se odehrává na vnitřním i vnějším povrchu kosti (endokortikálně i periostálně) a může měnit tvar kosti. Modelace převládá v dětském věku do ukončení maturace kostní tkáně, v dospělosti se vyskytuje méně.

Remodelace zahrnuje všechny procesy odehrávající se v hutné kostní tkáni (intrakortikálně). Synonymem pro remodelaci kosti je mechanická adaptace kosti. Remodelace udržuje množství kostní hmoty a integritu kosti odstraňováním mikroskopických trhlin, které vznikají během normální fyzické zátěže (Nigg and Herzog, 2006). Mechanismus, který reguluje remodelaci není zcela jasný. Předpokládá se, že osteocyty fungují jako mechanosenzory kostní tkáně, které regulují proces remodelace (Cowin et al., 1991; Nigg and Herzog, 2006). Regulační proces remodelace byl popsán

v teorii mechanostatu (Frost, 1987). Frost ve své práci popisuje, jak a kdy dochází k (re)modelaci v závislosti na deformačním prostředí.

Pokud je deformační napětí nižší než 200 $\mu\epsilon$, vyvolá proces remodelace; pokud však překročí horní limit (2500 $\mu\epsilon$ pro kompresi, 1500 $\mu\epsilon$ pro tenzi) vyvolá modelaci kosti (Frost, 1987). Stále však není zcela jasné, jaká zátěž je kostí vnímána a způsobí tak proces remodelace.

Biomechanické vlastnosti kosti

Při analýze rozložení hutné kostní tkáně vycházíme z biomechanických vlastností kosti. Strukturální vlastnosti kosti souvisí s organizací hutné kostní tkáně a kostní trámčiny. Materiálové vlastnosti souvisí se složením kostní hmoty (Nigg and Herzog, 2006). Z biomechanického hlediska lze kost považovat za dvousložkový materiál, obsahující minerální a vláknitou složku (Nordin and Frankel, 2001). Minerální složka zajišťuje pevnost kosti, vláknitá potom její pružnost. Z funkčního hlediska jsou pevnost a pružnost nejdůležitějšími biomechanickými vlastnostmi kosti (Nordin and Frankel, 2001).

Pevnost a pružnost kosti mohou být měřeny přímo aplikovanými biomechanickými testovacími metodami, včetně testu v kompresi a tahu, nebo testu ve tří či čtyř bodovém ohybu (Nigg and Herzog, 2006). Pokud těleso zatěžíme ve známém směru, jsme schopni měřit deformaci materiálu a výsledné hodnoty znázornit na deformační křivce. Z deformační křivky lze získat informace o pevnosti, pružnosti a dalších mechanických vlastnostech tělesa (Nordin and Frankel, 2001). Deformační křivka pro vláknité těleso, jakým je kost, je tvořena přímočarou částí znázorňující elastickou deformaci. Z hlediska pružnosti je vlastnost biomateriálu definovaná hodnotou modulu pružnosti (též Youngův modul). Modul pružnosti závisí pouze na vlastnostech biomateriálu, nikoli na jeho rozměrech. Důležitým bodem při zvyšujícím se napětí je mez pružnosti. Je to hranice, po jejímž překročení se již tkáň po odeznění zátěže nevrátí do původního stavu, tzn., přestává být elastická a stává se plastickou. Další hranicí je mez pevnosti, která je vždy vyšší než mez pružnosti. Při překročení této hranice již dochází k porušení soudržnosti tkáně, podle směru zatížení k drcení nebo přetržení (Nordin and Frankel, 2001). Křivka plastické

deformace končí tzv. bodem přetržení, v němž dochází např. ke zlomení kosti (Nordin and Frankel, 2001).

Pevnost struktury kosti může být determinována třemi parametry, které bývají znázorněny v deformační křivce:

- zatížení, kterému může být těleso vystaveno do bodu přetržení;
- deformace, které může být těleso vystaveno do bodu přetržení;
- energie, kterou může těleso přijmout do bodu přetržení.

Pevnost je charakterizována na deformační křivce bodem přetržení. Pevnost je z hlediska příjmu energie popsána velikostí plochy pod deformační křivkou. Čím je plocha větší, tím přijímá těleso během zátěže větší energii. Pružnost struktury je dána sklonem křivky v oblasti elastické deformace. Čím je křivka v oblasti elastické deformace strmější, tím je materiál pružnější (Nordin and Frankel, 2001). Deformační křivka je využívána k určení mechanických vlastností celého tělesa (v našem případě kosti), což je užitečné při studiu zlomenin a srůstů (Nordin and Frankel, 2001).

Fyziologické zatížení kosti probíhá v elastickém pásmu (Nigg and Herzog, 2006). Zátěž může být v ohybu, v torzi, axiální a transversální. Pro zjednodušení testování se s kostní tkání často pracuje jako s homogenním, izotropním materiálem (Nigg and Herzog, 2006).

Působení mechanické zátěže na kost

Základem snahy o rekonstrukci chování minulých populací z kosterního materiálů je předpoklad, že se kost v průběhu života adaptuje na mechanické prostředí. Pokud by se kost na mechanickou zátěž neadaptovala, pak by její morfologie nevypovídala o zátěži, které byla kost vystavena, a nebylo by možné odvodit chování, které tuto zátěž způsobilo (Ruff, 2007).

Roku 1892 byl německým chirurgem Julíusem Wolffem zformulován *Zákon kostní remodelace*, který popisuje vztah mezi strukturou kosti a mechanickou zátěží, dnes znám jako *Wolffův zákon*. Julius Wolff ve své práci popsal specifickou orientaci trámců v proximální části stehenní kosti, které jsou uspořádány ve směru výslednice různých mechanických sil působících na kost a lze je odvodit matematickými vzorci (Wolff, 1892).

Dnes je však vztah mezi mechanickou zátěží a strukturou kosti považován za mnohem komplexnější (Pearson and Lieberman, 2004). Wolffův zákon je založen na nesprávném předpokladu (Bertram and Swartz, 1991), že kost je izotropní a homogenní struktura, na kterou působí statické síly (Ruff et al., 2007). Wolffův zákon například nepočítá s rozdílným vlivem statické a dynamické zátěže na kost (Lanyon and Rubin, 1984). K popisu vztahu mezi mechanickou zátěží a strukturou kosti by proto měl být termín „Wolffův zákon“ raději nahrazen termínem „funkční adaptace kosti“ (Ruff et al., 2007). Funkční adaptace kosti je často znázorňována pomocí jednoduché zpětné vazby. Základem tohoto modelu je vztah mezi deformací kostní tkáně a mechanickou zátěží. Zvýšení deformace, způsobené např. větší velikostí těla či svalovou aktivitou, stimuluje novotvorbu kostní tkáně, což vede k posílení kosti a redukci velikosti deformace na původní úroveň (Ruff, 2007). Naopak snížení deformace, způsobené např. pobytem ve stavu bez tíže, ochrnutím nebo inaktivitou, vede k odbourávání kosti, které oslabí kost a znovu se tak obnoví původní hodnoty deformace (Ruff, 2007). Tento základní model je podpořen mnoha experimentálními studiemi, současně má ale také mnoho omezení (Lieberman et al., 2004; Pearson and Lieberman, 2004; Ruff et al., 2006). Optimální běžná úroveň deformace kosti se liší v závislosti na anatomickém umístění a systémových faktorech, jako jsou např. strava, zdravotní stav, věk, hormonální a genetické faktory (Ruff, 2007). Je tedy důležité tyto faktory zohlednit při interpretaci strukturálních vlastností kosti. Odbourávání kostní hmoty je normálním jevem hlavně s přibývajícím věkem v dospělosti, proto by měl být tento faktor zohledněn např. při porovnávání kosterních ostatků jedinců, nebo populací s rozdílným věkem úmrtí (Ruff, 2007). Kostní hmota degraduje rychleji u žen po menopauze než u ostatních jedinců, proto je kromě výše zmíněných parametrů třeba sledovat i pohlaví kosterních pozůstatků. Nesmíme zapomínat, že morfologie kosti je modifikována kompromisem mezi mechanickými a ostatními faktory (Ruff et al., 2006).

Proces funkční adaptace kosti zahrnuje nejen (re)modelaci kostní trámčiny, ale i (re)modelaci hutné kostní tkáně. Na kost také působí tah svalů, které se zde pomocí šlach a vazů upínají nebo růst okolních orgánů (Pearson and Lieberman, 2004). Kost je tedy vystavena působení nejen vnějších, ale i vnitřních sil. Struktura a architektura hutné kostní tkáně a kostní trámčiny je modifikována k dosažení maximální odolnosti při využití minimálního množství kostní hmoty (Nigg and Herzog, 2006). Hutná kostní tkáň může reagovat na změny v působení mechanické zátěže několika způsoby, například nárůstem

kostní hmoty, změnou geometrických vlastností kosti (Pearson and Lieberman, 2004) nebo přestavbou struktury kostní tkáně (Heřt et al., 1994; Petrtyl et al., 1999).

Bylo prokázáno, že se těla dlouhých kostí při mechanickém zatížení chovají podobně jako nosníky ve strojírenství (Huiskes, 1982), lze tedy využívat stejných zákonitostí a teorií, které při projektování aplikují inženýři (Ruff, 2007). Pokud bychom si dlouhou kost představili jako mechanicky namáhaný nosník, mohli bychom tvar kosti přirovnat k tyči s pláštěm a dutinou. U takového tělesa jsou pro odolnost vůči mechanickým silám důležité parametry jako např. délka, rozložení hmoty kolem neutrální osy, množství a struktura hmoty, atd. K důležitým veličinám patří napětí a deformace. Síly vytváří napětí o různé intenzitě, a to způsobuje deformaci materiálu různé velikosti a typu. Pro model nosníku může být napětí, způsobené zevně aplikovanou zátěží, vypočítáno pomocí geometrických vlastností transversálního průřezu (Ruff, 2007). Napětí může být vyvoláno tahem nebo kompresí.

Kost je však často vystavena působení různých kombinací mechanických sil (Pearson and Lieberman, 2004). Kost je namáhána nejen v tahu a kompresi, ale i v torzi, ohybu a střihu (Nordin and Frankel, 2001). Specifická lokomoční zátěž jedince může prostřednictvím působení převažujících mechanických sil vést k modifikaci a strukturální adaptaci kosti (Nordin and Frankel, 2001).

Biomechanické parametry v antropologii

Biomechanika je aplikování mechanických principů do biologických systémů (Ruff, 2007). Ke sledování změn v morfologii kostry minulých a recentních populací se v antropologii využívá biomechanického modelu kosti, zejména jeho geometrických vlastností (Larsen, 1999). Při analýze CSG se užívá fyzikálních principů (viz předchozí kapitola), které jsou aplikovány na biologický materiál, respektive na kostní tkáň (Larsen, 1999). Biomechanika je však na rozdíl od klasické mechaniky vztažena k dynamické tkáni, která se může průběžně modifikovat podle způsobu a velikosti zátěže (Larsen, 1999).

V antropologii jsou k analýze biomechanických vlastností kosti a k odhadu způsobu adaptace dlouhých kostí na mechanickou zátěž často využívány transversální průřezy těl dlouhých kostí (Lieberman et al., 2004; Sládek et al., 2006a, 2006b, 2007).

CSG řezy jsou snímány pomocí různých metod. Ve většině případů je k získání CSG průřezů využita neinvazivní metoda (např. počítačová tomografie – CT, μ CT, pQCT; magnetická rezonance – MR, nebo kombinace rentgenových snímků s přímým měřením). CSG průřezů se v antropologii využívá také k experimentálnímu zkoumání adaptace dlouhé kosti na zátěž mechanického charakteru (Lieberman et al., 2004; Sample et al., 2008). Pro testování způsobu adaptace kosti se často využívají různé experimentální modely (Ruff et al., 2006) u nichž jsou však transversální řezy dlouhé kosti odebírány invazivně, tj. fyzickým řezem kosti na pile.

CSG průřezů může být využito k zodpovězení velkého množství otázek týkajících se adaptačních procesů kosti člověka, např. evoluce lokomočního chování, změny ve struktuře kosti během růstu a vývoje, nebo vliv strategie obživy na chování atd. (Ruff and Hayes, 1983; Ruff et al., 1984, 1993, 1994; Trinkaus et al., 1999, 2002; Sládek et al., 2006 a, 2006 b, 2007).

Strategie obživy minulých populací se v průběhu času měnila (Ruff and Hayes, 1983; Ruff et al., 1984, 1993, 1994; Trinkaus et al., 1999, 2002; Sládek et al., 2006a, 2006b, 2007) a proto antropologové věnují velkou pozornost projevům chování, které vycházejí právě z odlišných subsistenčních strategií. Výzkumy biomechanických parametrů kosti se v tomto kontextu soustředí na skupiny, jako jsou lovci-sběrači, pastevci nebo zemědělci, mezi nimiž jsou prokázány rozdíly v subsistenčních strategiích. V průběhu evoluce člověka bylo odlišné chování vycházející ze strategie obživy zřejmě důležitým faktorem ovlivňujícím dlouhodobé změny ve struktuře těl dlouhých kostí (Ruff, 2007). Vztah mezi strategií obživy, prostředím a strukturou dlouhé kosti existuje také u současných populací, ačkoliv je často komplexnější (Ruff, 2007). Studie Ruff (2007) zkoumá severoamerické původní obyvatelé, u kterých se nepodařilo odhalit žádný signifikantní vliv strategie obživy na robusticitu stehenní kosti. Byla však prokázána závislost mezi obývaným terénem a robusticitou stehenní kosti (Ruff, 2007). Skupiny žijící v horských oblastech měly větší robusticitu stehenní kosti než skupiny obývající roviny na pobřežích (Ruff, 2007). Vliv obývaného terénu na morfologii kosti je jedním z dalších zaměření biomechanických analýz CSG. V článku Ruff (1987) zase výzkumníci ukazují, že mobilní skupiny mají v průřezu méně cirkulární střed kosti než sedentární skupiny.

Studie zaměřené na oboustrannou (pravolevou) asymetrii dlouhých kostí poskytují důležitý důkaz o existenci obecných mechanismů funkční adaptace kosti, ale také

o specifických behaviorálních charakteristikách minulých populací (Ruff et al., 1994; Sládek et al., 2007). Díky předešlým studiím (například Ruff et al., 2006 srovnávající asymetrie pažních kostí tenistů) je možné vycházet z předpokladu, že k adaptaci kosti dochází působením lokální mechanické zátěže. Ve studii Sládek et al. (2007), která se zaměřuje na srovnání asymetrie pažní kosti u středoevropských populací pozdního eneolitu a mladší doby bronzové, nebyl prokázán signifikantní rozdíl mezi jedinci obou období. Ukázaly se ale rozdíly v asymetrii pažní kosti mezi muži a ženami, což je vysvětlováno specifickými charakteristikami zátěže. Muži jsou spojováni s prací v zemědělství, vedoucí k asymetrické zátěži a ženy s prací v domácnosti, vedoucí k symetrické zátěži v obou obdobích (Sládek et al., 2007).

Dalším tématem biomechanických analýz jsou pohlavní rozdíly v morfologii průřezu dlouhé kosti. Některé rozdíly v kostní struktuře mezi muži a ženami se přičítají rozdílům v mechanické zátěži. Muži mají například téměř u všech populací robustnější kosti horní končetiny, i když se mohou v souvislosti s konkrétním chováním objevit odlišnosti (Ruff, 2007). Například ženy ze skupiny původní jihozápadní americké populace mají silnější pažní kost než muži (relativně k velikosti těla), což je pravděpodobně způsobeno jejich náročným životním stylem (Weiss, 2003).

Znalosti z experimentálních studií mohou významně přispět ke správné interpretaci analýz kosterních nálezů minulých populací. Také v dalších odvětvích antropologie jsou využívány informace o adaptaci na mechanickou zátěž. Např. ve forenzní antropologii je důležitá správná interpretace kosterního materiálu pro potřeby identifikace nálezů. Testování způsobu adaptace na mechanickou zátěž je důležité i pro lékařské obory, např. traumatologii, ortopedii, endokrinologii, sportovní lékařství atd. (Frost, 2001). Klinické výzkumy současných populací používají vlastnosti morfologie kosti např. k odhadu vlivu specifické aktivity (Haapasalo et al., 1996; Wilks et al., 2009; Rittweger et al., 2010), či vlivu systémových faktorů jako např. věk, pohlaví, hormonální stav a genetické faktory (Rauch et al., 1999; Bouxsein and Karasik, 2006; Sone et al., 2006; Tommasini et al., 2007; Wetzsteon et al., 2009). Experimentální testování způsobu adaptace kosti na mechanické zatížení je důležité nejen v antropologii, ale i ve výše zmíněných vědních či aplikovaných oborech.

Parametry CSG transversálního průřezu kosti

Geometrické parametry průřezu (viz Ruff, 2007) vypovídají o množství a rozložení hutné kostní tkáně v transversálním průřezu kosti (Larsen, 1999). Při analýze geometrických parametrů průřezu vycházíme z předpokladu, že mechanické síly působící na kost vyvolávají změny v biomechanických parametrech distribuce hutné kostní tkáně průřezu (Cowin et al., 1991). Hodnoty geometrických parametrů průřezu lze tedy využít k odhadu způsobu adaptace na mechanickou zátěž (Lieberman et al., 2004).

Již v embryonálním období získává kost vlivem dědičnosti vývojových procesů svůj základní tvar. Tento tvar pak může být (re)modelován ve své vnitřní struktuře i ve vnějším tvaru během celého prenatalního i postnatálního růstového období. K porozumění morfologii dlouhé kosti v kontextu jejího mechanického prostředí se využívá biomechanického modelu kosti. V transversálním průřezu kosti, kolmém na její dlouhou osu, je velikost mechanického zatížení úměrná vzdálenosti od neutrální osy. Na transversálním řezu rozlišujeme plochu, kterou zaujímá hutná kostní tkáň (*cortical area* – CA) a dřeňovou dutinu (*medullary area* – MA). Plocha hutné kostní tkáně je na řezu ohraničena pomyslnou periostální a endostální hranicí. Celková plocha kosti (*total area* – TA) zahrnuje jak plochu hutné kostní tkáně, tak dřeňovou dutinu. Hutná kostní tkáň je na řezu distribuována v závislosti na působení převažující mechanické zátěže. Mechanická zátěž je tedy hlavním faktorem, který může ovlivnit vlastnosti průřezu kosti.

Mezi další faktory, které mohou ovlivnit vlastnosti CSG, patří např. délka kosti a hmotnost jedince. Na delší kost působí větší ohybový moment (Nordin and Frankel, 2001). Pozitivní korelace byla zjištěna také mezi množstvím kostní hmoty a tělesnou hmotností. Větší tělesná hmotnost je spojena s větším množstvím kostní hmoty (Exner and Prader, 1979). Z tohoto důvodu, jsou geometrické vlastnosti kosti závislé také na pohlaví jedince (Bouxsein and Karasik, 2006). Muži mají většinou vyšší tělesnou hmotnost a výšku než ženy, jejich kostra je tedy vystavena větší zátěži při normální aktivitě. Velikost těla vytváří sama o sobě mechanickou zátěž (odolnost kostry na gravitaci) a je spojena s dalšími faktory, které také ovlivňují mechanickou zátěž, např. velikost svalů (Ruff, 2007). Robusticita kostry může být definována jako „*tuhost struktury vztažená k mechanicky relevantním hodnotám velikosti těla*“ (Ruff et al., 1993). Pro analýzu CSG je proto vhodná standardizace parametrů na tělesnou hmotnost, anebo standardizace na tělesnou hmotnost násobenou biomechanickou délkou kosti (Ruff, 2007).

Vztah parametrů CSG k mechanické zátěži

Vliv mechanické zátěže nejlépe vyjádříme biomechanickými parametry distribuce hutné kostní tkáně v transversálním průřezu. Biomechanické parametry jsou odvozeny od dynamické reakce na mechanické síly a momenty a jsou ovlivňovány druhem zátěže působící na kost, směrem působících sil a frekvencí zátěže (Nordin and Frankel, 2001). Mezi nejčastěji počítané geometrické parametry patří celková plocha průřezu (*total area* – TA), která zahrnuje plochu hutné kostní tkáně a plochu dřevnaté dutiny. Dále plocha hutné kostní tkáně (*cortical area* – CA), vyjadřující odolnost kosti v axiální kompresi. Čím větší je plocha hutné kostní tkáně transversálního řezu kosti, tím je kost pevnější a odolnější v kompresi (Nordin and Frankel, 2001). Z hodnot TA a CA lze odhadnout axiální robusticitu kosti.

Mezi další parametry CSG patří parametry vyjadřující odolnost kosti v ohybu a torzi. Pro zjištění odolnosti kosti v ohybu, jsou důležité tři faktory:

- Celková plocha průřezu (TA)
- Distribuce kostní hmoty kolem neutrální osy (Nordin and Frankel, 2001). Veličina, která zahrnuje tyto dva faktory, se nazývá kvadratický moment plochy průřezu (*second moments of area* – I). Čím větší je I, tím je kost odolnější v ohybu (Nordin and Frankel, 2001).
- Třetím faktorem ovlivňujícím odolnost kosti v ohybu je délka kosti. Na delší kost působí větší ohybový moment (Nordin and Frankel, 2001).

U dlouhých kostí je proto rozhodující jejich tubulární tvar, který umožňuje odolávat ohybovým silám ve všech směrech. Dlouhé kosti mají větší hodnotu I, protože mají kostní hmotu rozmístěnou ve větší vzdálenosti od neutrální osy. V neutrální rovině (ohyb), nebo neutrální ose (torze) nepůsobí na kost žádné síly a napětí (Larsen, 1999). Velikost působících sil je přímo úměrná vzdálenosti od neutrální osy průřezu kosti. Čím jsou působící síly dále od neutrální osy, tím jsou větší. Protože kost je asymetrická, nejsou síly rovnoměrně rozloženy. Oblast kosti s největšími hodnotami I označujeme jako I_{max} , oblast s nejnižšími hodnotami potom jako I_{min} . Tyto dvě veličiny charakterizují vliv

působení mechanické zátěže na kost a adaptaci kosti na lokomoci jedince (Lieberman et al., 2004). Poměr těchto dvou veličin (I_{\max}/I_{\min}) udává cirkularitu průřezu (index cirkularity). Čím více se hodnota blíží 1, tím je průřez cirkulárnější. Pro naše analýzy využíváme parametrů I_{A-P} a I_{M-L} , které vyjadřují odolnost kosti v ohybu kolem konkrétní osy (pro I_{A-P} kolem antero-posteriorní a pro I_{M-L} kolem medio-laterální).

Faktory, které ovlivňují odolnost kosti v torzi, jsou stejné jako u ohybu: TA a distribuce kostní hmoty okolo neutrální osy. Veličina, která zahrnuje tyto dva faktory při působení torze, se nazývá polární kvadratický moment plochy průřezu (*polar moment of area* – J). Čím větší je J, tím je kost odolnější v torzi. Z hodnot parametru J lze odhadnout celkovou robusticitu kosti. Podle Liebermana et al. (2004) je J nejlepším parametrem k analýze dlouhé kosti, v případě že nemáme experimentální data o zátěži končetiny. Parametry I a J jsou přesnější indikátory síly kosti a mechanické funkce než TA, CA a MA.

Problém porušených kostí

Nejvyužívanější metoda pro lokalizaci umístění CSG průřezu dlouhé kosti je založena na pozici řezu relativně k délce kosti. U stehenní kosti se nejčastěji využívá 50 % a 80 % biomechanické délky kosti, u holenní kosti 50 % BML a u pažní kosti 50 % a 35 % BML. Bohužel zachovalost kostí, především prehistorických souborů, je často špatná, není proto možné přesně lokalizovat konkrétní procento biomechanické délky kosti a pozice CSG průřezu musí být odhadována (Sládek et al., 2010). Již mnoho studií se zabývalo rekonstrukcí délek špatně zachovaných dlouhých kostí (např. Trinkaus et al., 1999a; Haeusler and McHenry, 2004), ale stále zůstává pochybnost ohledně spolehlivosti odhadnuté délky kosti (Simmons et al., 1990; Ernestová, 2003; Wright and Vasquez, 2003). Otázkou tedy je, zda porušené kosti z dalších analýz vylučovat nebo najít způsob jak s nimi pracovat ačkoliv neznáme jejich délku. Pomoci by nám mohlo zjištění, jak velké jsou rozdíly hodnot geometrických parametrů průřezu mezi jednotlivými částmi kosti. Jsou velikosti těchto rozdílů přijatelné (se spolehlivostí 95 %) pro další výpočty? Lze tedy poškozené kosti bez znalosti jejich délky používat pro analýzu geometrických parametrů průřezu? Na tyto otázky se snažil najít odpověď článek Sládek et al. (2010).

Odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti (Sládek et al., 2010)

Článek Sládek et al. (2010) testuje efekt nepřesně lokalizovaného 50 % průřezu stehenní a holenní kosti na hodnoty geometrických parametrů průřezu (Sládek et al., 2010).

Předpokladem této studie je, že mezi hodnotami geometrických parametrů průřezu v jednotlivých procentech biomechanické délky kosti budou signifikantní rozdíly. Model předpokládaných rozdílů mezi hodnotami geometrických parametrů průřezu v jednotlivých procentech BML kosti, postavený na výzkumu populace Pecos (Ruff and Hayes, 1983), je znázorněn v obrázku 1. Vychází z toho, že u stehenní kosti budou citlivé na lokalizaci středu kosti parametry CA (v distální části kosti) a I_{M-L} (po celé délce kosti). U holenní kosti pak model předpokládá nejvyšší citlivost na lokalizaci středu kosti u parametrů CSG I_{A-P} a I_{M-L} a nejnižší naopak u CA (viz. obr. 1). Článek Sládek et al. (2010) zpracovává 30 stehenních a holenních kostí (15 mužů a 15 žen) z eneolitu a doby bronzové (Sládek et al., 2010).

Odhad spolehlivosti lokalizace průřezu kosti nemusí být zjišťován pouze pro střed kosti, můžeme si jako referenční průřez zvolit jakýkoliv průřez dlouhou kostí, který je potřeba lokalizovat co nejspolehlivěji pro biomechanické analýzy. V této studii se využívá průřez v 50 % BML kosti jako referenční průřez, ke kterému se vztahují hodnoty parametrů CSG v ostatních procentech BML stehenní a holenní kosti.

Zajímá nás jak velká je oblast průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR) na kosti – čím větší je rozsah, tím pravděpodobněji se trefíme do 50 % BML. Abychom dosáhli námi požadované spolehlivosti analýz 95 %, je potřeba, aby střed kosti (50 % BML) byl lokalizován v oblasti MAR. Tuto teorii článek testuje na 30 stehenních a holenních kostech z eneolitu a mladší doby bronzové. Průřezy byly získány pomocí CT snímkování po 1 % BML kosti od 40 % po 60 % BML. Jako maximální možná chyba bylo stanoveno 5 %. Výsledkem analýz bylo zjištění, že geometrický parametr průřezu CA holenní kosti a parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J stehenní kosti jsou méně citlivé na lokalizaci středu kosti. Oproti tomu parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J holenní kosti a CA stehenní kosti vykazují vysokou citlivost na lokalizaci středu kosti. Konkrétní použité metody a vzorce jsou podrobně popsány níže

(viz kapitola Metody) v této diplomové práci, do které byly převzaty ze článku Sládek et al. (2010).

Výsledky této studie ukazují, že pokud střed stehenní kosti není přesně lokalizován, je hodnota geometrického parametru průřezu CA odhadována s nižší spolehlivostí a hodnoty parametrů I_{A-P} , I_{M-L} a J naopak s vyšší spolehlivostí. MAR neboli průměrný rozsah spolehlivosti je pro parametr CA užší (MAR CA = 44 mm) než pro ostatní parametry (MAR I_{A-P} = 63 mm, MAR I_{M-L} = 65 mm a MAR J = 74 mm) (viz. graf 3). Závěrem je tedy možné říci, že rozsah spolehlivosti pro stehenní kost je dostatečně široký pro praktické využití všech biomechanických parametrů (Sládek et al., 2010).

U parametru CA holenní kosti byl zjištěn velmi široký rozsah spolehlivosti (MAR CA = 132 mm), což indikuje vysokou míru tolerance v odhadování středu holenní kosti. U ostatních geometrických parametrů průřezu je však zřejmá mnohem vyšší citlivost na přesnost lokalizace středu kosti (MAR I_{A-P} = 14 mm, MAR I_{M-L} = 39 mm a MAR J = 20 mm) (viz. graf 4).

Oproti stehenní kosti je využití porušených holenní kostí pro biomechanické analýzy sporné – parametr CA je plně použitelný, ale parametry I_{A-P} a J mají rozsah spolehlivosti velmi malý. Musíme být proto opatrní při interpretaci parametrů I_{A-P} a J holenní kosti.

Výsledky této studie ukazují také mírnou nesrovnalost mezi předpokládanými (viz obr. 1 pro lokalitu Pecos) a pozorovanými (eneolit a doba bronzová) distribucemi průměrné procentuální odchylky MD% parametrů CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J stehenní i holenní kosti. Autoři tento jev přisuzují odlišnostem v morfologii zkoumaných populací, způsobenou environmentálními a genetickými faktory. Vystává tedy otázka, zda je možné odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti, použitý v této studii, aplikovat na kteroukoliv populaci.

Cíle

Cílem předkládané diplomové práce je ověřit, zda odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu stehenní a holenní kosti ze studie Sládek et al. (2010) je populačně a pohlavně specifický. Pokud bychom prokázali, že odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti není populačně ani pohlavně specifický, bylo by možné aplikovat techniky snímání geometrických parametrů průřezu i na kosti, u kterých neznáme biomechanickou délku kosti, právě díky využití poznatků o spolehlivosti odhadu geometrických parametrů průřezu v úsecích dlouhé kosti blízko 50 % BML.

Z teoretických předpokladů se domníváme, že rozložení hutné kostní tkáně na těle dlouhé kosti nebude populačně specifické, protože kost je adaptovaná na bipední lokomoci charakteristickou pro celou skupinu *H. sapiens sapiens* a tento charakter rozložení se vyseletoval během evoluce pleistocenních druhů *Homo*. Z těchto teoretických předpokladů však nelze odvodit, jaký vliv bude mít rozdílná subsistence, odchylky v lokomoci, tělesné proporce, atd. na odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti. V případě pohlavní specifčnosti odhadu spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti se navíc zvyšuje vliv pohlavních rozdílů v růstu těla (tj. především končetin a trupu) a rozdílů v tělesných proporcích.

Materiál

Starší období

Starší období, použité v této diplomové práci, se skládá ze dvou částí – pozdního eneolitu a mladší doby bronzové (viz tab. 1). Vzhledem k malému počtu dobře zachovaných koster z jednotlivých lokalit jsme se pro naše analýzy rozhodli jedince pozdního eneolitu a mladší doby bronzové spojit do jednoho souboru pod názvem starší období. Část souboru staršího období jsme převzali ze studie Sládek et al. (2010) a k němu jsme přidali 12 nových jedinců. V grafech 1 a 2 srovnáváme hodnoty geometrických parametrů průřezu mezi převzatým souborem (Sládek et al., 2010), souborem složeným z převzatých a námi přidaných jedinců (pro další analýzy nazvaným starší období) a souborem z raného novověku (pro další analýzy nazvaným mladší období).

Eneolitickou část souboru jsme pro tuto diplomovou práci převzali z článku Sládek et al. (2010). V tomto souboru jsou zástupci kultury zvoncovitých pohárů a kultury se šňůrovou keramikou. Kultura zvoncovitých pohárů byla kvůli nedostatku objevených sídlišť často v minulosti spojována s nomadickým způsobem života (Buchvaldek, 1986), avšak recentní studie se spíše přiklání k seminomadické až zemědělské subsistenční strategii (Neústupný, 1997; Shenan, 1993; Sládek et al. 2006; 2006a). Pro jakýsi typ zemědělské obživy svědčí také archeologické nálezy stop orby, speciálních artefaktů souvisejících se zemědělskými pracemi a také otisky obilných zrn na artefaktech (Neústupný, 1997). Rulf (1981) poznamenává, že ačkoliv je nedostatek sídlištních objektů pro období pozdního eneolitu, pohřebiště tohoto období jsou situována v blízkosti vodních zdrojů, s jižní orientací, s přirozenou přírodní ochranou proti větru a na charakteristických úrodných sprašových půdách, tedy v místech s ideálními podmínkami pro život. Je tedy možné, že pozdně eneolitické skupiny žily v blízkosti svých pohřebišť, ale jejich sídliště nebyla zatím nalezena, nebo byla budována takovým způsobem, který nezanechal archeologicky zjiitelný záznam (Shennan, 1993).

Druhou částí staršího období je mladší doba bronzová, která je složena z jedinců převzatých ze studie Sládek et al. (2010) a nově přidaných jedinců. Převzatí jedinci jsou z dolnorakouských lokalit a kultur Wieselburger a Unterwölbling (pro více informací viz Sládek et al., 2006). Nově přidaní jedinci pochází z moravských lokalit Chrást'any,

Bystročice a Hulín-Pravčice. Všechny následující údaje o těchto lokalitách mladší doby bronzové jsou převzaty z internetové databáze Archeologického centra Olomouc.

Lokalita Chrášťany se nachází na mírném návrší západně od obce Chrášťany nedaleko Kroměříže, kde byl v letech 2008 až 2009 prováděn záchranný archeologický výzkum kvůli stavbě silnice R55. Západní a východní hranici výzkumu vymezoval prostor stavby, severní hranici říčka Mojena a jižní hranici silnice Záhlinice – Chrášťany. Prostor výzkumu protínal západní okraj sprašové terasy, jeho střední část se nacházela na platu terasy (203 m n.m.) a následně se svažoval k údolíčku říčky Mojeny (194 m n.m.). Archeologické objekty se koncentrovaly hlavně v jižní a střední části lokality. Na ploše bylo odkryto a prozkoumáno celkem 406 archeologických objektů různého stáří a dva hroby. Jednalo se především o zásobnicové jámy dosti velkých rozměrů, z nichž pochází značný soubor archeologických artefaktů – keramika (v několika případech celé nádoby), mazanice, kamenné, broušené a štípané nástroje, zrnotěrky a samozřejmě zvířecí kosti. V šestnácti sídlištních jamách bylo nalezeno 21 lidských koster. Pohřby byli jednočetné (11 jam) a dvoučetné (5 jam). Pro naše účely byly vhodné pouze čtyři kostry řazené do Únětické kultury.

Lokalita Bystročice, která nám pro naše analýzy poskytla tři jedince, se nachází v Olomouckém okrese. Během letních měsíců roku 2008 byl na této lokalitě prováděn archeologický záchranný výzkum kvůli plánované výstavbě obytných domů. Na osmi stavebních místech byly zjištěny zahloubené objekty pravěkého stáří. Během výzkumů bylo celkem prozkoumáno 75 objektů, především byly zjištěny zásobní jámy, mělké sídlištní jámy či kúlové jamky. Převážnou většinu zkoumaných objektů lze datovat do závěru starší doby bronzové (Věteřovská skupina). Ve dvou sídlištních objektech z tohoto období byly nalezeny lidské kostry.

Lokalita Hulín-Pravčice poblíž Kroměříže byla odkrývána v letech 2008 a 2009. Práce se soustředily v jižní části lokality, kde byl skryt dlouhý pás (400 x 30 m) ornice v souvislosti s budováním přemostění silnice R55. Sondážními pracemi na polích západně od výzkumu byl prověřen rozsah opevnění římského tábora, který zároveň identifikoval i třetí, západní stranu lokality. Rozsah římského tábora je doložen na ploše 29,5 ha. Nejstarší částí lokality bylo osídlení Kulturou s lineární keramikou v jihovýchodní části výzkumu, reprezentované menším počtem mělkých jam. Období doby bronzové je v této lokalitě zastoupeno především Věteřovskou kulturou a slezskou fází Kultury lužických popelnicových polí. Nekropole se nachází v jihozápadním cípu výzkumu. Převládá uložení

kremací do urny (popelnice), ale vyskytly se i jámové hroby. Z této lokality jsme použili pět jedinců z kultury lužických popelnicových polí. Kromě popelnic byly přiloženy keramické nádoby a drobné bronzové ozdoby (součásti náhrdelníků, prsteny, náramky). Pro narušení hrobů nelze pevně stanovit původní počet těchto předmětů v hrobech, ale předpokládáme, že se pohyboval v rámci jednotek.

Mladší období

Mladší období je zastoupeno raně novověkou lokalitou Opava-Pivovar (viz tab. 1), která je datována do 16. – 18. století, a je situována na severozápadním okraji historického jádra Opavy, v prostoru, který byl po celý středověk a podstatnou část novověku příslušný k Jaktařskému předměstí. Rozbor dochovaných písemných pramenů datuje vznik hřbitova do 70. až 80. let 16. století. Svému účelu přestalo pohřebiště sloužit na podzim roku 1789. Hřbitov během své 200 leté funkčnosti sloužil k pohřbívání obyvatel nejen Jaktařského, ale také Hradeckého a Ratibořského předměstí a také lidí pocházejících z vnitřního města Opavy a z okolních obcí. Zároveň byl tento hřbitov, jako jediný ve městě, využíván k pohřbívání evangelíků (Kozák, 2010).

Zjišťovací výzkum v rámci sond způsobil, že velká část koster se dochovala jen částečně. Průměrná zachovalost celého souboru činí 46%. V souboru se nacházelo 23 koster, které byly zachovalé pod 5% hranicí, jednalo se například o části končetin v profilu. Kvalitativní stav zachovalosti byl však vysoký a umožňoval hodnocení veškerých standardních osteologických dat. Ve zkoumaném souboru bylo identifikováno 41 mužů, 28 žen, 19 nedospělých a 36 dospělých jedinců, u kterých nebylo pohlaví odhadnuto z důvodu nízké zachovalosti (Pankowská, 2009). Pro naše výzkumy bylo z důvodů zachovalosti použitelných pouze 28 dospělých jedinců, z toho 17 mužů a 11 žen. Nejvyšší úmrtnost byla u dospělých jedinců (88 %), poté u juvenilních jedinců (5 %), u jedinců ve věku 6 měsíců až 7 let (4 %) a u dětí ve věku 7 až 14 let byla úmrtnost 4 %, stejně jako u novorozenců (Kozák, 2010). Výška pohřbených žen byla v rozmezí 157 – 167 cm a výška mužů 166 – 175 cm. Z hlediska zdravotního stavu byla na souboru identifikována celá řada patologických změn. Jedná se převážně o zubní kazy, hypoplazie skloviny, zubní kámen, intravitální ztráta zubů, nespecifické zánětlivé procesy na kostech (periostitida, osteomyelitida), produktivně degenerativní onemocnění, zhojené fraktury, vývojové odchylky a metabolická onemocnění (Pankowská, 2009).

Metody

Získávání dat pro předkládanou diplomovou práci probíhalo v rámci výzkumné činnosti laboratoře kostní tkáně katedry antropologie a genetiky člověka Univerzity Karlovy v Praze pod vedením doc. Vladimíra Sládka. Pro diplomovou práci jsme snímali na kostrách osteometrické údaje, odhadovali věk a pohlaví jedinců, dále jsme zjišťovali BML a počítali hmotnost jedinců. Pomocí počítačové tomografie jsme získali informace o průřezech těl stehenní a holenní kosti a následně tyto nasnímané obrazy digitalizovali. V rámci získávání a zpracování dat pro tuto diplomovou práci jsem se podílela na sběru kosterních údajů, odhadu pohlaví, digitalizaci průřezů a dále na statistickém zpracování získaných dat. Odhady věku, výpočty hmotnosti jedinců a výstupy z počítačové tomografie jsem získala od svého školitele doc. Vladimíra Sládka.

Pro naše analýzy jsme využili jen dospělé jedince, kdy jsme za hranici dospělosti považovali ukončený longitudinální růst dlouhých kostí. Pokud jsme měli k dispozici celou kostru, orientovali jsme se, kromě uzavřenosti růstových zón, také podle srůstu *synchondrosis spenooccipitalis*.

Z pánevních kostí jsme snímali rozměry a znaky potřebné pro odhad pohlaví jedinců (Brůžek, 1984, 2002). Měřili jsme délku pánevní kosti (DCOX), šířku pánevní kosti (SCOX), horizontální průměr acetabula (HOAC), acetabulo-symphyseální délku *os pubis* (PUM), výšku *incisura ischiadica major* (IIMT) (Bräuer, 1988), délku *Tuberculum pubicum – acetabulum* (PUBM) (Brůžek 1984), šířku těla kosti stydké (SPU) (Gaillard, 1960), největší délku *os ischii* (ISM) (Thieme & Schull, 1957), post acetabulární délku *os ischii* (ISMM) (Schulter-Ellis et al., 1985), šířku *incisura ischiadica major* (AB) (Novotný, 1975) a také bipelvickou šířku pánve (Stloukal, 1999). Dále jsme pro odhad pohlaví hodnotili *sulcus preauricularis*, *incisura ischiadica major*, ischiopubickou větev, *arc composé*, poměr kosti stydké a sedací a subpubické zakřivení (Brůžek, 2002).

Na stehenních kostech jsme snímali následující osteometrické údaje: největší délku (Fe1), bikondylární délku (Fe2), antero-posteriorní průměr středu těla (Fe6), medio-laterální průměr středu těla (Fe7), největší rozměr hlavice v antero-posteriorní rovině (Fe18), největší rozměr hlavice v medio-laterální rovině (Fe19), obvod hlavice (Fe20), biepidikondylární šířku (Fe21), biomechanickou délku (Fe-BML) (Bräuer, 1988).

Hodnoty největšího rozměru hlavice stehenní kosti v antero-posteriorní rovině (Fe18) jsme dále využívali pro výpočet hmotnosti jedince (podle vzorců McHenry, 1992; Grine et al., 1995 a Ruff et al., 1997), která pro nás byla důležitá kvůli standardizaci CSG průřezů. Rozměr Fe-BML je biomechanická délka kosti stehenní, kterou jsme využili pro standardizaci hodnot CSG parametrů stehenní kosti. Odhadneme ji jako průměrnou vzdálenost od proximálního bodu ke *condylus medialis* a *lateralis*. Za proximální bod považujeme průsečík délkové osy těla kosti stehenní s proximálním okrajem *collum femoris*, resp. nejhlubší bod mezi *trochanter major* a *collum femoris*. Podrobněji je postup snímání biomechanické délky stehenní kosti uveden v práci Ruff and Hayes (1983).

Na holenních kostech jsme měřili rozměry: největší délka (Ti1), celková délka (Ti1a), maximální bikondylární šířka (Ti3), největší šířka kloubní plochy *condylus medialis* (Ti3a), největší šířka kloubní plochy *condylus lateralis* (Ti3b), největší vzdálenost od mediálního okraje *condylus medialis* k laterálnímu okraji *condylus lateralis* (Ti3Bik), největší délka kloubní plochy *condylus medialis* (Ti4a), největší délka kloubní plochy *condylus lateralis* (Ti4b), maximální šířka distální epifyzy (Ti6), biomechanická délka (Ti-BML) (Bräuer, 1988). Rozměr Ti-BML představuje biomechanickou délku kosti holenní, která je důležitá pro standardizaci hodnot CSG parametrů holenní kosti a odhadneme ji jako průměrnou vzdálenost od středu *facies (distal articular center)* k mediálnímu a laterálnímu středu *facies articularis superior* (Ruff and Hayes, 1983).

Pro získání transverzálních průřezů dlouhých kostí bylo využito počítačového tomografu CT HiSpeed Dxi (General Electric, Milwaukee, WI) jehož použití nám umožnil Institut radiologie při Univerzitě veterinární medicíny ve Vídni. Stehenní a holenní kosti byly při skenování orientovány ve standardizované pozici s respektem k antero-posteriorní a medio-laterální rovině. Získané CT snímky se skládaly z 2 mm tenkých plátků s rozlišením 512 x 512 pixelů o rozměru 0,196 mm (Sládek et al., 2007). Počítačovým tomografem bylo snímáno vždy 29 průřezů jedné dlouhé kosti po 5 % BML od 20 % do 40 % a od 60 % do 80 % BML a po jednom procentu biomechanické délky kosti v oblasti od 40 % do 60 % BML.

V dalším kroku bylo nutné naskenované průřezy zdigitalizovat v programu CT-i (viz obr. 2), který byl vytvořen speciálně pro naše účely (Sailer, 2003). CT-i software je implementací programu Borland Delphi a vypočítává všechny biomechanické parametry z manuálně nastavených bodů v periostálních a endostálních obrysech kosti (Sládek et al.,

2007). Každý transversální průřez dlouhé kosti byl digitalizován ve formátu DICOM. Digitalizace spočívá v nutnosti označit vnější a vnitřní obrys kosti. Obraz, jenž je digitalizován, se skládá z velkého množství pixelů, které mají různé odstíny šedé (viz obr. 3). Důležitým faktorem této části práce je naučit se rozlišovat mezi těmito odstíny šedé a pokusit se co nejspolehlivěji odhadnout, co je již (ještě) kost a co ne. Dále je nutné využívat po celou dobu digitalizace jeden monitor se stále stejným nastavením světelnosti a kontrastu. Je pochopitelné, že každé lidské oko vnímá škály barev jinak a subjektivní hodnocení intenzity šedé může vnést do měření značnou chybu. Abychom tomuto problému předešli, museli jsme před samotným započítáním digitalizace zjistit intra- a inter-observační chybu našich měření.

Testovací soubor kostí byl zpracován čtyřmi pracovníky a následně byly vyhodnoceny rozdíly mezi našimi daty. V první fázi jsme testovali inter-observační chybu jen se základním proškolením funkcí softwaru a základů digitalizace. Výsledky tohoto pilotního ověření jsou shrnuty v Tab. 2. Je patrné, že již od první fáze digitalizace jsme dosahovali akceptovatelné chyby měření, která se dále snížila po zpřesnění kalibrace monitoru a standardizované identifikace hranice kostní tkáně.

Pro zjištění intra-observační chyby jsem testovací soubory zdigitalizovala několikrát na stejně nastaveném monitoru (výsledky nevykazovaly signifikantní rozdíly mezi měřeními) a po této fázi příprav jsem pak přistoupila k finální digitalizaci zkoumaných souborů.

Pro porovnání geometrických charakteristik průřezů dlouhých kostí jsme vybrali následující geometrické parametry průřezu: plochu hutné kostní tkáně (CA), kvadratické momenty plochy průřezu (I_{A-P} a I_{M-L}) a polární kvadratický moment plochy průřezu (J). Každý parametr byl adjustován vůči biomechanické velikosti standardizovaným postupem: k porovnání vlivu mechanické zátěže na plošné geometrické parametry průřezu jsme hodnoty plochy hutné kostní tkáně (CA) standardizovali na hmotnost jedince (Ruff et al., 1993). U parametrů vyjadřujících odolnost kosti v ohybu (I_{A-P} , I_{M-L} a J) jsme standardizovali na hmotnost jedince násobenou biomechanickou délkou stehenní či holenní kosti (Ruff et al., 1993).

V našem výzkumu jsme jako referenční průřez použili 50 % průřez stehenní a holenní kosti. Jedná se o nejčastěji využívaný průřez pro biomechanické analýzy. Odchylka a chyba v lokalizaci tohoto referenčního cross-section byla vypočítána a vyjádřena následujícími definicemi a vzorci (viz Sládek et al., 2010):

- *Mean percentage difference* (MD%): průměrná procentuální odchylka reprezentuje odchylku (rozdíl) mezi hodnotou geometrického parametru 50 % průřezu kosti a v x % BML. Tato odchylka nabývá kladných i záporných hodnot. MD% se vypočítává pomocí následujícího vzorce:

$$MD\% = \frac{\sum_{i=1}^n [(CS_i - C_{\text{target}_i}) / C_{\text{target}_i}] * 100}{n}$$

Kde CS_i je hodnota parametru CSG v x % BML kosti; C_{target_i} je hodnota geometrického parametru 50 % průřezu kosti. Hodnota C_{target_i} se nemění, zůstává konstantní, protože představuje hodnotu geometrického parametru průřezu, ke které vztahujeme všechny ostatní.

- *Standard deviation* (SD%): směrodatná chyba je měřítkem náhodné chyby v lokalizaci středové pozice (Altman and Bland, 1983).
- *Mean percentage absolute difference* (MAD%): průměrná procentuální absolutní odchylka vyjadřuje celkovou hodnotu rozdílu mezi průřezem v 50 % BML a porovnávaným průřezem v x % biomechanické délky kosti. Hodnota MAD% je vždy pozitivní a vypočítá se podle následujícího vzorce:

$$MAD\% = \frac{\sum_{i=1}^n [|CS_i - C_{\text{target}_i}| / C_{\text{target}_i}] * 100}{n}$$

- *Limits of agreement* (LA): interval spolehlivosti, ve kterém očekáváme 95 % hodnot MD%. Vzorec pro výpočet intervalu spolehlivosti pochází s publikace Bland and Altman (1986):

$$LA = MD\% \pm 1.96 * SD\%$$

Kde číslo 1.96 je hodnota Studentova rozdělení pro nekonečně mnoho stupňů volnosti a 97,5 kvantil - hledáme dvě hodnoty (2,5 a 97,5 kvantil), které nám ohraničují 95 % hodnot.

- *Mean accuracy range* (MAR): průměrný rozsah spolehlivosti je vzdálenost v % BML nebo v mm proximálním a distálním směrem od reálného 50 % průřezu kosti. V tomto rozsahu je průměrná procentuální absolutní odchylka (MAD%) menší než 5 %. Hodnotu MAR v mm získáme převedením 1 % BML na milimetry. Průměrná hodnota jednoho procenta BML stehenní kosti odpovídá 4,08 mm pro starší období a 4,24 mm pro mladší období. U holenní kosti je průměrná hodnota 1 % BML vypočítána na 3,53 mm pro starší období a 3,50 mm pro mladší období.

Statistické zpracování dat jsme provedli v softwaru Statistica 6.0 (StatSoft, 1984–2001) a Excel 2010 (Microsoft Corporation, 1985–2012). Pro porovnání rozdílů mezi hodnotami jednotlivých geometrických parametrů průřezu, hodnot MD% a MAR staršího a mladšího období jsme použili dvouvýběrový t-test, ANOVA s opakovanými měřeními a Mann-Whitney test (na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a $\alpha = 0,001$).

Výsledky

Srovnání souborů

V tabulce 3 uvádíme hodnoty průměrné hmotnosti jedince, biomechanické délky stehenní a holenní kosti a hodnoty pro CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J pro 50% průřez biomechanické délky stehenní a holenní kosti. Tímto srovnáním chceme ověřit, zda jsou mezi soubory signifikantní rozdíly, tak abychom mohli alespoň teoreticky předpokládat také rozdíly v rozložení hutné kostní tkáně podél těl obou kostí.

Průměrná hmotnost jedinců staršího období se signifikantně neliší od průměrné hmotnosti jedinců mladšího období. Průměrná hmotnost jedinců staršího období je o 3,8 kg nižší než průměrná hmotnost jedinců mladšího období. Průměrná hmotnost mužů staršího období je totožná jako průměrná hmotnost mužů mladšího období (68,5 kg). Mezi hmotnostmi žen staršího a mladšího období nejsou signifikantní rozdíly (ženy staršího období mají o 3,5 kg nižší průměrnou hmotnost než ženy mladšího období).

Průměrná hodnota biomechanické délky stehenní kosti byla u jedinců staršího období 406,5 mm, u mladšího období pak byl průměr hodnot BML roven 424,7 mm. Mezi průměrnou biomechanickou délkou stehenní kosti staršího a mladšího období je signifikantní rozdíl. Muži staršího období mají signifikantně odlišnou biomechanickou délku stehenní kosti od mužů mladšího období. Mezi ženami staršího a mladšího období není signifikantní rozdíl v biomechanické délce stehenní kosti. Průměrná hodnota biomechanické délky holenní kosti nevykazuje signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím. Ukázalo se, že jedinci mladšího období měli o 5,8 % (muži o 0,1 %, ženy o 5,8 %) větší průměrnou hmotnost, o 4,3 % (muži o 4,6 %, ženy o 1,7 %) větší průměrnou biomechanickou délku stehenní kosti a o 0,4 % (muži o 0,4% menší, ženy o 0,2 % větší) menší průměrnou BML holenní kosti než jedinci staršího období.

U stehenní kosti jsme zjistili signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím pro sloučená pohlaví i muže a ženy samostatně v hodnotách parametrů I_{A-P} , I_{M-L} a J. Průměrná hodnota plochy hutné kostní tkáně (CA) je u staršího období o 5,6 % (muži o 4,6 %, ženy o 3,8 %) menší než u mladšího období, což nepředstavuje signifikantní rozdíl mezi obdobími. Průměrná hodnota parametru I_{A-P} u staršího období je o 14,3 % (muži

o 8,8 %, ženy o 14 %) nižší než u mladšího období, I_{M-L} je pro starší období o 13,9 % (muži o 12,1 %, ženy o 10,5 %) menší než pro mladší období a konečně parametr J je u staršího období o 14,1 % (muži o 10,5 %, ženy o 12,2 %) menší než u mladšího období.

U holenní kosti nacházíme signifikantní rozdíly jen u I_{M-L} . Vypočítali jsme tyto rozdíly – hodnota parametru CA je o 5,1 % (muži o 0,4 %, ženy o 8,4 %) menší u staršího než u mladšího období, I_{A-P} pro starší období vykazuje celkové snížení o 4,9 % (muži však zvýšení o 4,7 %, ženy snížení o 2,2 %) oproti mladšímu období, I_{M-L} je menší u staršího období o 14 % (muži o 4,2 %, ženy o 17,3 %) než u mladšího období a hodnota parametru J je u staršího období nižší o 8,7 % (muži o 1,3 % vyšší, ženy o 9,0 % nižší) než u mladšího období.

Zjistili jsme, že mezi starším a mladším obdobím jsou signifikantní rozdíly v parametrech stehenní kosti BML, I_{A-P} , I_{M-L} a J, parametr CA signifikantní rozdíly nevykazuje. U holenní kosti je signifikantně rozdílný mezi starším a mladším obdobím pouze parametr I_{M-L} (viz tab. 3).

Odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu stehenní kosti

Tabulka 4 ukazuje vypočtené hodnoty průměrné procentuální odchylky (MD%) a intervalu spolehlivosti (LA) pro stehenní kost mladšího a staršího období sloučených pohlaví. O průběhu parametru CA stehenní kosti staršího období můžeme říci, že po celé délce zkoumané oblasti nacházíme signifikantní rozdíly mezi hodnotou MD% v x % průřezu a hodnotou v 50 % průřezu stehenní kosti (viz tab. 4). Tento vztah je znázorněn v grafu 5, kde osa x nese procento biomechanické délky průřezu dlouhé kosti a osa y pak relativní vztah v % mezi hodnotou parametru CA v x % BML ku 50 % BML. Tyto výpočty nám říkají, že pokud nejsme schopni na porušené kosti lokalizovat průřez v 50 % BML kosti, není zcela spolehlivé využívat parametr CA stehenní kosti pro biomechanické analýzy. U parametrů I_{A-P} , I_{M-L} a J je tomu jinak (viz tab. 4 a graf 7, 9 a 11). Parametry I_{A-P} , I_{M-L} i J vykazují signifikantní odlišnosti pouze v proximálních průřezích zkoumané oblasti stehenní kosti, distálně od středu kosti žádné signifikantní rozdíly nebyly pozorovány. Znamená to tedy, že pro tyto tři parametry není rozdíl v hodnotě MD% proximálním ani distálním směrem od středu kosti tak znatelný jako u parametru CSG CA. Parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J jsou proto použitelné pro biomechanické analýzy i v případě

porušených kostí. Pokud se podíváme na mladší období, jsou z tabulky 4 patrné signifikantní rozdíly hodnoty MD% parametru CA stehenní kosti mezi průřezem ve středu kosti a každým dalším 1 % průřezem kosti. U parametrů I_{A-P} , I_{M-L} a J je situace odlišná stejně jako u staršího období (viz tab. 4 a graf 7, 9 a 11). Parametr I_{A-P} nevykazuje signifikantní odlišnosti žádné, I_{M-L} a J pak vykazují signifikantní odlišnosti proximálním směrem od středu kosti, distálním však nikoliv. I pro mladší období tedy platí, že parametr CA není příliš vhodný pro biomechanické analýzy porušených kostí, ale parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J lze využít.

Tabulka 5 znázorňuje hodnoty průměrné absolutní procentuální odchylky (MAD%) pro stehenní kosti mladšího a staršího období (sloučená pohlaví). Z vypočítané hodnoty MAD% jsme stanovili průměrný rozsah spolehlivosti MAR (viz tab. 6). Jako průměrný rozsah spolehlivosti je určena oblast na kosti, ve které je průměrná absolutní odchylka (MAD%) od středu kosti proximálním i distálním směrem menší než 5%. Získáme tedy vždy dvě čísla ohraničující tuto oblast. V tabulce 6 jsou tato dvě čísla vyjádřena dvěma způsoby – v % biomechanické délky kosti a v mm. Důležitým údajem je průměrný rozsah spolehlivosti (viz tab. 6), který je součtem dvou vzdáleností v mm (proximálně + distálně) od reálného středu kosti k určitému % BML ohraničujícímu oblast s $MAD\% < 5\%$. Pokud tedy střed kosti bude lokalizován právě v rámci tohoto průměrného rozsahu spolehlivosti, budeme při biomechanických analýzách počítat se spolehlivostí 95 %. Všeobecně můžeme říci, že čím je hodnota průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR) vyšší, tím je to pro nás lepší – oblast, ve které je spolehlivost biomechanických analýz 95 %, je širší a tím máme větší volnost v lokalizaci středu kosti. Konkrétně můžeme konstatovat, že pro starší období má nejširší průměrný rozsah spolehlivosti parametr J (68 mm), následován I_{M-L} (56 mm) a I_{A-P} (52 mm) (viz tab. 6). Nejužší průměrný rozsah spolehlivosti pak nalezneme u parametru CA (40 mm) (viz tab. 6). Z těchto čísel je patrné, že parametr CA je nejméně shovívavý k nepřesné lokalizaci středu kosti – „trefit“ se do užší oblasti je obtížnější než do širší oblasti. Mladší období vykazuje podobné výsledky – nejširší průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) nalezneme u parametrů J (84 mm) společně s I_{A-P} (84 mm), dále pak I_{M-L} (60 mm) a opět nejužší průměrný rozsah spolehlivosti má parametr CA (38 mm). I pro mladší období tedy platí, že parametr CA je nejvíce citlivý na přesnou lokalizaci středu kosti.

Nejprve byla data zpracována pro sloučená pohlaví. Následně jsme přistoupili k analýzám oddělených pohlaví. Výsledky pro muže srovnávající starší a mladší období nalezneme v tabulkách 7 – 9 a v grafech 6, 8, 10 a 12, pro ženy pak v tabulkách 10 – 12 a v grafech 6, 8, 10 a 12.

Odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu holenní kosti

V tabulce 13 nalezneme vypočtené hodnoty průměrné procentuální odchylky (MD%) a intervalu spolehlivosti (LA) pro holenní kosti mladšího a staršího období. Parametr CA holenní kosti staršího období vykazuje signifikantní rozdíly mezi hodnotou MD% konkrétního procenta BML a hodnotou v 50 % biomechanické délky kosti pouze v distální části zkoumané oblasti. Průběh parametru CA je znázorněn v grafu 13, kde na ose x opět nalezneme procento biomechanické délky dlouhé kosti, ve kterém byl průřez udělán a na ose y relativní vztah v % mezi hodnotou parametru CA v x % BML ku 50 % BML. Tato data nám říkají, že parametr CSG CA holenní kosti není tak citlivý na přesnost lokalizace středu kosti jako je tomu u stehenní kosti. U dalších parametrů CSG I_{A-P} , I_{M-L} a J je tomu jinak (viz tab. 13 a graf 15, 17 a 19). Parametry I_{A-P} a J vykazují signifikantní odlišnosti po celé délce zkoumané oblasti holenní kosti. Znamená to tedy, že tyto dva parametry na holenní kosti nejsou příliš spolehlivé při biomechanických analýzách porušených kostí. Parametr I_{M-L} vykazuje statisticky významné rozdíly hodnot MD% pouze na proximálním a distálním konci zkoumané oblasti kosti. Mladší období (viz tab. 13) je na tom stejně jako období starší. Parametr CA vykazuje signifikantní odlišnosti pouze ve své distální části, I_{A-P} a J po celé délce zkoumané oblasti a I_{M-L} pouze na proximálních a distálních koncích oblasti zájmu. I pro mladší období tedy platí, že parametr CA je vhodný pro biomechanické analýzy porušených kostí, parametry I_{A-P} a J nejsou spolehlivé a I_{M-L} lze s výhradami použít.

V tabulce 14 vidíme hodnoty průměrné absolutní procentuální odchylky (MAD%) pro holenní kosti mladšího a staršího období (sloučená pohlaví). Díky vypočítání MAD% jsme schopni stanovit průměrný rozsah spolehlivosti MAR (viz tab. 15). Pro starší období má nejširší průměrný rozsah spolehlivosti CA (65 mm), následován I_{M-L} (44 mm). Velmi úzký průměrný rozsah spolehlivosti nalezneme u parametrů J (18 mm) a I_{A-P} (11 mm) (viz tab. 15). Z těchto čísel je patrné, že CA je u holenní kosti nejvíce shovívavý k nepřesné

lokalizaci středu kosti. Naopak parametry I_{A-P} a J jsou na lokalizaci středu kosti velmi citlivé. Mladší období vykazuje podobné výsledky – nejširší průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) nalezneme u parametrů CA (68 mm) společně s I_{M-L} (46 mm), dále pak J (22 mm) a opět nejúžší průměrný rozsah spolehlivosti má parametr I_{A-P} (14 mm). I pro mladší období tedy platí, že parametr CA je nejméně citlivý na přesnou lokalizaci středu kosti, J a I_{A-P} naopak nejvíce (viz tab. 15).

I u holenní kosti byla data nejdříve zpracována pro sloučená pohlaví a poté se analyzovali muži a ženy zvlášť. Výsledky pro muže srovnávající starší a mladší období nalezneme v tabulkách 16 – 18 a v grafech 14, 16 a 18, pro ženy pak v tabulkách 19 – 21 a v grafech 14, 16 a 18. V grafech 14, 16 a 18 vidíme rozdíly mezi hodnotami MD% pro muže staršího a mladšího období a zároveň pro ženy staršího a mladšího období.

Populační specifičnost

Stehenní kost

Tabulka 4 nám ukazuje hodnoty MD% stehenní kosti staršího a mladšího období sloučených pohlaví. V posledním sloupečku pak můžeme vidět rozdíl mezi hodnotami MD% staršího a mladšího období. Parametr CA stehenní kosti nemá po celé délce námi zkoumané oblasti signifikantní rozdíly mezi hodnotami MD% staršího a mladšího období. U parametru I_{A-P} můžeme nalézt signifikantní rozdíly pouze ve třech proximálních průřezích (58 % – 60 % BML) stehenní kosti. Parametry I_{M-L} a J vykazují signifikantní rozdíly mezi starším a mladším pouze u průřezů v 52 % a 53 % BML stehenní kosti. Mezi hodnotami MD% staršího a mladšího období sloučených pohlaví nejsou téměř žádné signifikantní rozdíly.

V tabulce 7 jsou hodnoty MD% stehenní kosti staršího a mladšího období pro muže. V posledním sloupečku nalezneme rozdíl mezi hodnotami MD% mužů staršího a mladšího období v procentech. Parametr CA pro muže vykazuje signifikantní rozdíly hodnoty MD% mezi starším a mladším obdobím v průřezích 40 % – 46 % BML a dále u průřezů 52 % – 57 % BML stehenní kosti. U parametru I_{A-P} můžeme nalézt signifikantní rozdíly pouze u průřezů 40 % a 52 % BML stehenní kosti. Parametry I_{M-L} a J vykazují signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím v průřezích 52 % až 55 % BML stehenní kosti. U mužů se hodnoty MD% staršího období signifikantně odlišují od mladšího období v parametru $CSG\ CA$ a částečně i v parametru I_{A-P} .

V tabulce 10 jsou hodnoty MD% stehenní kosti staršího a mladšího období pro ženy. I zde je v posledním sloupečku rozdíl mezi hodnotami MD% žen staršího a mladšího období v procentech. Parametry CSG CA, I_{M-L} a J pro ženy nevykazují žádné signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím. U parametru I_{A-P} můžeme nalézt signifikantní rozdíly pouze v průřezích 58 % a 60 % BML stehenní kosti.

Holenní kost

V tabulce 13 vidíme hodnoty MD% holenní kosti staršího a mladšího období sloučených pohlaví. U CA a I_{M-L} holenní kosti nenalézáme po celé délce námi zkoumané oblasti žádné signifikantní rozdíly hodnot průměrné procentuální odchylky (MD%) mezi starším a mladším obdobím. Pro parametr I_{A-P} můžeme nalézt signifikantní rozdíly pouze ve třech proximálních průřezích (58 % - 60 % BML) a také u průřezu 49 % BML holenní kosti. Parametr J vykazuje signifikantní rozdíly hodnot MD% mezi starším a mladším pouze u průřezů 44 % a 47 % BML holenní kosti. I u holenní kosti můžeme tedy konstatovat, že mezi hodnotami MD% staršího a mladšího období nejsou téměř žádné signifikantní rozdíly.

V tabulce 16 jsou hodnoty MD% holenní kosti staršího a mladšího období pro muže. Parametr CA u mužů vykazuje signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím pouze u průřezu 47 % biomechanické délky holenní kosti. U parametru I_{A-P} můžeme nalézt signifikantní rozdíly jen u průřezu 49 % BML. Parametr I_{M-L} vykazuje signifikantní rozdíly ve čtyřech distálních průřezích (40 % – 43 %) holenní kosti. U parametru J nacházíme signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím v průřezích 47 % až 49 % BML holenní kosti. Můžeme tedy říci, že hodnoty MD% holenních kostí mužů staršího období nevykazují téměř žádné signifikantní odlišnosti od mladšího období.

V tabulce 19 máme hodnoty MD% holenní kosti staršího a mladšího období pro ženy. I zde je v posledním sloupečku rozdíl mezi hodnotami MD% žen staršího a mladšího období v procentech. Ani jeden z parametrů CSG nevykazuje žádný signifikantní rozdíl v hodnotách MD% mezi ženami staršího a mladšího období. Z výše uvedených srovnání můžeme konstatovat, že odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti (Sládek et al., 2010) je možné použít pro analýzu obou našich souborů, staršího i mladšího období. Odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti (Sládek et al., 2010) tedy není populačně specifický.

Pohlavní specifická

Stehenní kost

V grafech 6, 8, 10 a 12 vidíme rozdíly v hodnotách MD% stehenní kosti mezi muži a ženami staršího a mladšího období. Toto srovnání nám odpoví na otázku, zda je odhad spolehlivosti lokalizace středu stehenní kosti pohlavně specifický.

Pokud srovnáváme hodnoty MD% mezi muži a ženami staršího období, pozorujeme signifikantní rozdíly pouze v parametru CSG CA (viz graf 6). Ostatní parametry stehenní kosti signifikantní rozdíly nevykazují (viz grafy 8, 10 a 12).

U mladšího období nenacházíme v hodnotách MD% mezi muži a ženami žádné signifikantní rozdíly (viz grafy 6, 8, 10 a 12). Můžeme tedy konstatovat, že odhad spolehlivosti lokalizace středu stehenní kosti (Sládek et al., 2010) je pohlavně nespecifický, s přihlédnutím k drobným odchylkám v parametru CA pro starší období.

Holenní kost

V grafech 14, 16, 18 a 20 vidíme rozdíly v hodnotách MD% holenní kosti mezi muži a ženami staršího a mladšího období.

U holenní kosti jsme zjistili signifikantní rozdíly v hodnotách MD% mezi muži a ženami staršího období jen u parametrů I_{M-L} a J v průřezu 51% - 53 % BML kosti (viz graf 18 a 20). Hodnoty MD% pro všechny parametry CSG holenní kosti mladšího období nevykazují žádné signifikantní rozdíly mezi muži a ženami (viz graf 14, 16, 18 a 20). Až na malé odchylky v parametrech I_{M-L} a J staršího období, můžeme říci, že odhad spolehlivosti lokalizace středu holenní kosti (Sládek et al., 2010) není pohlavně specifický.

Diskuze

Výsledky této diplomové práce potvrzují naše předpoklady, že odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti (Sládek et al., 2010) není populačně ani pohlavně specifický. V rámci našich analýz jsme zjistili, že stehenní kosti staršího a mladšího období jsou na základě porovnávání BML a hodnot parametrů CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J signifikantně odlišné, zatímco holenní kosti nikoliv. Z výsledků odhadu spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu stehenní kosti jsme zjistili, že u parametru CA staršího i mladšího období jsou po celé délce zkoumané oblasti signifikantní rozdíly v hodnotě MD% mezi 50 % průřezem a každým dalším 1 % průřezem. Parametry I_{A-P} , I_{M-L} i J vykazují signifikantní odlišnosti pouze na proximálním konci zkoumané oblasti stehenní kosti u staršího období a žádné signifikantní rozdíly u mladšího období. Z výsledků odhadu spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu holenní kosti jsme zjistili, že u parametru CA staršího období jsou signifikantní rozdíly v hodnotách MD% pouze v distální části zkoumané oblasti. Parametry I_{A-P} a J vykazují signifikantní odlišnosti v hodnotách MD% mezi 50 % průřezem a každým dalším 1 % průřezem po celé délce zkoumané oblasti holenní kosti. Dále jsme zjistili, že odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti není populačně specifický ani pro stehenní ani pro holenní kost. Mezi muži a ženami staršího i mladšího období nacházíme signifikantní rozdíly hodnot MD% pouze u parametru CA. Žádné další signifikantní rozdíly hodnot MD% mezi muži a ženami staršího ani mladšího období jsme nezjistili. Zajímavostí, vyplývající z našich analýz je zjištění, že mezi muži staršího a mladšího období je větší množství signifikantních rozdílů v průměrné procentuální odchylce (MD%) od 50 % průřezu než u žen. Zároveň je však mezi muži a ženami staršího období větší množství statisticky významných rozdílů v hodnotách průměrné procentuální odchylky (MD%) od 50 % průřezu než mezi muži a ženami mladšího období.

Zjistili jsme, že stehenní kosti staršího a mladšího období se od sebe signifikantně odlišují, zatímco holenní kosti nikoliv. Biomechanická délka stehenní kosti a parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J v 50 % průřezu stehenní kosti se signifikantně liší mezi starším a mladším obdobím. U holenní kosti však nacházíme statisticky významné rozdíly mezi starším a mladším obdobím jen u parametru I_{M-L} v 50 % průřezu. Vysvětlením tohoto rozdílu mezi stehenní a holenní kostí by mohly být klimatické změny v holocénu. Stehenní kost je mnohem citlivější na tělesné proporce, které jsou kauzálně podmíněné klimatem.

Konkrétně můžeme říci, že rozložení hutné kostní tkáně stehenní kosti se mění souběžně s bipelvickou šíří a výškou trupu, které se v průběhu holocénu změnily kvůli nutnosti přizpůsobení tělesných proporcí novým klimatickým podmínkám. Oproti tomu holenní kost reflektuje spíše míru mobility než klimatické změny či pohlavní dimorfismus. Je totiž možné, že ve skutečnosti u holocénních populací není tak dramatický rozdíl v impaktu mobility, jak jsme se původně domnívali z hlediska archeologie (Sládek et al., 2012).

Z výsledků odhadu spolehlivosti lokalizace středu stehenní kosti jsme zjistili, že u CA staršího i mladšího období jsou po celé délce zkoumané oblasti signifikantní rozdíly hodnot MD% mezi 50 % průřezem a všemi ostatními 1 % průřezy. Parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J vykazují u staršího období signifikantní odlišnosti pouze na proximálním konci zkoumané oblasti stehenní kosti, u mladšího období jsme žádné statisticky významné rozdíly nezaznamenali. Podle velikosti průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR) stehenní kosti staršího i mladšího období můžeme konstatovat, že parametr CA je nejvíce citlivý na přesnou lokalizaci 50 % průřezu kosti, zatímco parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J vykazují mnohem větší míru shovívavosti vůči přesnosti lokalizace středu stehenní kosti. Parametry I_{A-P} , I_{M-L} a J jsou proto spolehlivější pro biomechanické analýzy i v případě porušených kostí než parametr CA.

Z výsledků odhadu spolehlivosti lokalizace středu holenní kosti jsme zjistili, že u parametru CA staršího i mladšího období si vyskytují signifikantní rozdíly v hodnotách MD% pouze v distální části námi zkoumané oblasti. Parametry I_{A-P} a J vykazují signifikantní odlišnosti hodnot MD% mezi průřezem v 50 % a všemi ostatními 1 % průřezy po celé délce zkoumané oblasti holenní kosti staršího i mladšího období. Parametr I_{M-L} vykazuje statisticky významné rozdíly hodnot MD% pro starší i mladší období pouze na proximálním a distálním konci zkoumané oblasti holenní kosti. Podle velikosti průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR) holenní kosti můžeme konstatovat, že parametr CA je nejvíce shovívavý k nepřesné lokalizaci středu kosti, zatímco I_{A-P} a J vykazují vysokou míru citlivosti vůči přesnosti lokalizace středu holenní kosti. Znamená to tedy, že tyto dva parametry na holenní kosti nejsou příliš spolehlivé při biomechanických analýzách porušených kostí.

Při zjišťování populační specifičnosti odhadu spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti jsme zjistili signifikantní rozdíly hodnot průměrné procentuální odchylky (MD%) mezi starším a mladším obdobím pouze u parametru I_{A-P} na proximálním konci (průřezy 57 % – 60 % BML) stehenní i holenní kosti. V žádném dalším parametru (CA,

I_{M-L} a J) jsme nenašli signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím. Studie Sládek et al. (2010) testuje odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti u souboru jedinců stejného časového období, mezi nimiž se nepředpokládají statisticky významné rozdíly. V této práci jsme se proto rozhodli porovnat dva dva časově odlišné soubory, které vyzakují statisticky významné rozdíly v rozleží hutné kostní tkáně. Odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti není populačně specifický ani pro stehenní ani pro holenní kost. Prokázáním populační nespecifičnosti odhadu spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti, jsme získali možnost aplikovat techniky snímání CSG parametrů i na poškozené kosti, u kterých neznáme biomechanickou délku kosti.

V rámci zkoumání pohlavní specifičnosti jsme zjistili, že na proximálním konci stehenní kosti (průřezy v 56 % – 60 % BML) jsou signifikantní rozdíly v průměrné procentuální odchylce MD% pro CA mezi muži a ženami staršího období. Žádné další signifikantní rozdíly hodnot MD% mezi muži a ženami staršího ani mladšího období jsme nezjistili. Dále jsme přišli na to, že mezi muži a ženami nenalézáme statisticky významné rozdíly v hodnotách průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR), bez ohledu na období, ve kterém žili. V studii Sládek et al. (2010), ze které jsme v této diplomové práci vycházeli, byla pohlaví sloučena a všechny výpočty prováděny pro muže i ženy dohromady. V rámci předkládané diplomové práce jsme se proto rozhodli otestovat odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti na sloučených, ale i oddělených pohlavích. Proto jsme aplikovali stejné vzorce vycházející z textu Sládek et al. (2010) na sloučená pohlaví, ale i na muže a ženy samostatně. Z našich výsledků vyplývá, že nás nemusí zajímat, zda porušená kost náleží muži či ženě. Hodnota průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR) je dostatečně robustní, aby pro nás pohlaví jedince přestalo být podstatné. Můžeme tedy konstatovat, že odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti není pohlavně specifický.

Zjistili jsme, že mezi muži staršího a mladšího období je větší množství signifikantních rozdílů v průměrné procentuální odchylce (MD%) od 50 % průřezu než u žen. Tento zvýšený výskyt signifikantních rozdílů se obtížně interpretuje. Můžeme předpokládat, že se na nich budou podílet metabolické a endokrinní rozdíly mezi muži a ženami podmíněné pohlavním dimorfismem. Pravděpodobnějším vysvětlením však bude, že je tato míra odlišnosti ovlivněna genderovými rozdíly, tedy rozdílným jednáním mužů a žen v rámci subsistence. Ženy staršího i mladšího období jsou spojovány s intradomestickými aktivitami, které se v průběhu holocénu neměnily a zřejmě

nevykazovaly moc velké rozdíly v míře a způsobu zatížení dolních končetin. To znamená, že práce v domácnosti, kterou ženy vykonávaly v rámci obou období, nevykazovala natolik odlišnou zátěž dolních končetin, aby se tato projevila rozdíly v rozložení hutné kostní tkáně mezi ženami staršího a mladšího období. Oproti tomu předpokládáme, že muži staršího i mladšího období vykonávali extradomestické aktivity, u nichž zřejmě bude větší rozmanitost v míře a způsobu zatížení dolních končetin. Muži obou období jsou často spojováni s prací v zemědělství, která vede k jiné zátěži dolních končetin vzhledem k odlišným nástrojům a způsobům obdělávání půdy ve starším a v mladším období (Holt, 2003; Sládek et al., 2006, 2007, 2012).

Dále jsme přišli na to, že mezi muži a ženami staršího období je větší množství signifikantních rozdílů v hodnotách průměrné procentuální odchylky (MD%) než je tomu mezi muži a ženami mladšího období. Toto zjištění by mohlo indikovat, že se genderové role v rámci holocénu přeci jen vyvíjely a můžeme nalézt odlišnosti v typech pracovní zátěže mezi ženami staršího a mladšího období. Od vysoce genderově oddělených subsistenčních aktivit staršího období se přesouváme do mladšího období, kde není již tak striktně dáno, které aktivity mají vykonávat muži a které ženy. Tento jev je následkem zvyšující se míry specializace. Naše výsledky můžeme interpretovat jako důkaz, že se genderové role v rámci středověku a novověku začínají přibližovat.

V naší práci jsme rozlišovali dospělé od nedospělých jedinců, které jsme z dalších analýz vyřadili. Dospělí jedinci však již nebyli nijak věkově členěni. V rámci této diplomové práce jsme tedy netestovali efekt věku na odhad spolehlivosti lokalizace 50 % průřezu kosti. Můžeme ale předpokládat, že věk nebude klíčovým faktorem ovlivňujícím rozložení hutné kostní tkáně podél těla dlouhé kosti. Zatím žádné studie neprokázaly, že by hutná kostní tkáň podléhala v úseku 60 – 40 % BML odlišným resorpčním a apozičním mechanismům mezi jednotlivých 1 % průřezů tohoto úseku kosti. Mohlo by se však ukázat, že proximální (80 % BML) a distální konec (20 % BML) kosti jsou těmito senescenčními změnami zasaženy intenzivněji než v oblasti 60 – 40 % BML kosti. Tento stav by se pravděpodobně projevil odlišnými hodnotami průměrné procentuální odchylky (MD%) mezi průřezem v 80 % BML (respektive 20 % BML) a 50 % průřezem kosti. Proximální a distální konec dlouhé kosti jsou však úseky tak vzdálené od středu kosti, že není pravděpodobné, že by zde někdo chtěl lokalizovat 50 % průřez kosti. Proto nejsou tyto okrajové úseky začleněny do našich analýz a není proto nutné obávat se, že by senescenční změny ovlivnily výsledky testování. Navíc předpokládáme, že v oblasti 80 %

a 20 % biomechanické délky kosti se budou vyskytovat změny týkající se mikrostruktury kosti, které budou ovlivňovat spíše hustotu hutné kostní tkáně, než její rozložení, které jsme schopni vidět na CT průřezu kosti. Pro zaměření našeho výzkumu tedy není podstatné věkové členění skupin, rozdíly v průměrné procentuální odchylce (MD%) v průřezích od 60 % do 40 % BML by mezi těmito skupinami neměly být signifikantně odlišné.

Pravděpodobně nejdůležitější výsledek naší práce se týká průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR). Z našich analýz jsme zjistili, že pro stehenní kost je průměrný rozsah spolehlivosti dostatečně široký u všech geometrických parametrů průřezu (nejužší u parametru CA, ale i tak stále dostatečně široký). To znamená, že žádný z geometrických parametrů průřezu stehenní kosti není příliš citlivý na lokalizaci středu stehenní kosti. Díky tomu je možné porušené stehenní kosti začlenit do biomechanických analýz bez nutnosti rekonstrukce biomechanické délky kosti. U holenní kosti jsme však zjistili velmi úzký průměrný rozsah spolehlivosti u parametrů I_{A-P} a J, což nám znemožňuje spolehnout se na interpretace vycházející z biomechanických analýz těchto dvou geometrických parametrů průřezu. U holenních kostí zřejmě bude potřeba dalších testování za účelem zdůvodnění nedostatečnosti průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR), například zjištění sklonu distribuce průměrné procentuální odchylky (MD%) v oblastech distálně od 40 % BML a proximálně od 60 % BML. Zatím však musíme konstatovat, že u porušených holenních kostí není možné zcela přijmout interpretace výsledků biomechanických analýz právě kvůli nedostatečné šířce průměrného rozsahu spolehlivosti (MAR) parametrů I_{A-P} a J a tím i nedostatečné spolehlivosti analýz samotných.

Závěr

Cílem předkládané diplomové práce bylo zjistit, zda je odhad spolehlivosti lokalizace středu stehenní a holenní kosti navržený ve studii Sládek et al. (2010) populačně či pohlavně specifický. Tato dvě zjištění jsou důležitá pro možnost aplikace techniky snímání CSG parametrů i na porušené kosti, u kterých neznáme biomechanickou délku kosti či pohlaví.

V této práci jsme zpracovali kosterní materiál dvou sbírek jedinců z odlišných období. Soubor staršího období obsahuje stehenní a holenní kosti jedinců pozdního eneolitu a mladší doby bronzové, mladší období pak reprezentují kostry raného novověku.

V první fázi tvorby této diplomové práce jsme se věnovali sběru dat. Provedli jsme osteometrická měření, odhady pohlaví a věku a výpočet hmotnosti jedinců. Za použití CT snímání a následné digitalizace transversálních průřezů stehenních a holenních kostí jsme zjistili hodnoty parametrů CSG CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J, jejichž porovnáním jsme získali povědomí o rozdílnostech hodnot mezi dvěma námi studovanými soubory. Téměř ve všech parametrech CSG stehenní kosti byly nalezeny signifikantní rozdíly mezi starším a mladším obdobím. U holenní kosti byly zjištěny signifikantní rozdíly pouze u parametru I_{M-L} .

V návaznosti na naše výsledky můžeme konstatovat, že jsme objevili statisticky významné rozdíly v hodnotách CSG parametrů stehenní kosti jak mezi námi zkoumanými soubory staršího a mladšího období, tak i mezi muži a ženami. Soubory jsou tedy z pohledu CSG parametrů stehenní kosti signifikantně odlišné. U holenní kosti nemůžeme takto jasně konstatovat signifikantní odlišnost námi zkoumaných souborů.

V další fázi jsme pro oba soubory udělali odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti s využitím vzorců uvedených ve studii Sládek et al. (2010) a statisticky srovnali hodnoty pro starší a mladší období a pro muže a ženy.

Z našich výpočtů jsme zjistili, že odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti (Sládek et al., 2010) nevykazuje signifikantní rozdíly mezi námi zkoumanými obdobími ani mezi pohlavími. Podařilo se nám tedy potvrdit hypotézu, že odhad spolehlivosti lokalizace středu kosti (Sládek et al., 2010) není populačně ani pohlavně specifický.

Citovaná literatura

- Bertram JE. 2004. New perspective on brachiation mechanics. *Am J Phys Anthropol* 39(suppl 1):100–117.
- Bouxsein ML, Karasik D. 2006. Bone geometry and skeletal fragility. *Curr Osteoporos Rep.* 4(2):49–56.
- Bräuer G. 1988. *Antropologie: Handbuch der vergleichenden Biologie des Menschen I.* Stuttgart: Fischer Verlag. 160–232.
- Brůžek J. 1984. Vývojové aspekty pohlavního dimorfismu pánevní kosti člověka. Praha: [s.n.].
- Brůžek J. 2002. A method for visual determination of sex using the human hip bone. *Am J Phys Anthropol* 117:157–168.
- Cooper R, Milgram J. 1966. Morphology of the osteon: an electron microscopic study. *Journal of Bone and Joint Surgery* 48:1239–1271.
- Čihák R. 2011. *Anatomie 1. Třetí upravené a doplněné vydání.* Grada Publishing, a.s., Praha.
- Day MH, Molleson TI. 1976. The puzzle from JK2-a femur and tivial fragment (O.H. 34) From Olduvai Gorge, Tanzania. *J Hum Evol* 5:455–465.
- Desideri J. 2008. Europe during the Third Millenium BC and Bell Beaker Culture Phenomenon: peopling history through dental non-metric traits study. *Prix Latsis Universitaires 2008: Présentation des travaux des quatre Lauréats.* 29:15-33.
- Ernestová B. 2003. Metody rekonstrukce výšky postavy u zlomkovitých nálezů kostry. Diplomová práce, Západočeská univerzita v Plzni.
- Frost HM. 1987. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *The Anatomical Record* 219:1–9.
- Frost HM. 2001. From Wolff’s law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. *The Anatomical Record* 262:398-419.
- Graaff Van De KM. 2001. *Human Anatomy.* The McGraw–Hill Companies.
- Haapasalo H, Sievanen H, Kannus P, Heinonen A, Oja P, and Vuori I. 1996. Dimensions and estimated mechanical characteristics of the humerus after long-term tennis loading. *J Bone Miner* 11:864–872.
- Haeusler M, McHenry HM. 2004. Body proportion of *Homo habilis* reviewed. *J Hum Evol* 46:433–465.

- Heřt J, Fiala P, Petrtyl M. 1994. Osteon orientation of the diaphysis of the long bones in man. *Bone* 15:269–277.
- Hillsley M, Frangos J. 1993. Review: bone tissue engineering: the role of interstitial fluid flow. *Biotechnology and Bioengineering* 43:573–581.
- Holt BM. 2003. Mobility in Upper Paleolithic and Mesolithic Europe: evidence from the lower limb. *Am J Phys Anthropol* 122:200–215.
- Huiskes R. 1982. On the modeling of long bones in structural analyses. *J Biomech* 15:65–69.
- Jindrová A, Tůma J, Sládek V. 2012. Intra-observer error of mouse long bone cross section digitization. *Folia Zoologica* 61:3–4.
- Kozák P, Pankowská A, Plaštiaková M, Zezula M. 2010. Opava (k. ú. Opava-Město, okr. Opava). Areál pivovaru (tzv. horní dvůr), p.č. 128/7, 128/8. Středověk, novověk. Město. Zjišťovací výzkum. *Přehled výzkumů* 51, 458–462.
- Lanyon L, Rubin C. 1984. Static vs. dynamic loads as an influence on bone remodeling. *J Biomech* 17:897–905.
- Larsen CS. 1999. *Bioarchaeology: interpreting behavior from the human skeleton*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Lieberman DE, Polk JD, and Demes B. 2004. Predicting long bone loading from cross-sectional geometry. *Am J Phys Anthropol* 123:156–171.
- Mays S. 1998. *The Archaeology of human bones*. New York, London: Routledge.
- Nakatsukasa M, Pickford M, Egi N, Senur B. 2007. Femur length, body mass, and stature estimates of *Orrorin tugenensis*, a 6 Ma hominid from Kenya. *Primates* 48:171–178.
- Nigg B, Herzog W. 2006. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. 3rd ed. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Novotný V. 1975. Diskriminantanalyse der Geschlechtsmerkmale auf dem Os coxae beim Menschen. In: *Papers of the 13th Congress of Anthropologist Czechoslovakia*. Volume 1. Brno: Czech Anthropological Society. 113–155.
- O'Neill MC, Ruff CB. 2004. Estimating human long bone cross-sectional geometric properties: a comparison of noninvasive methods. *J Hum Evol* 47:221–235.
- Pankowská A. 2009. Laboratorní antropologická zpráva z předstihového záchranného výzkumu Opava-pivovar 73/08, Archeologické centrum Olomouc.

- Pearson O, Lieberman D. 2004. The aging of Wolff's "law": ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Yearbook of Physical Anthropology* 47:63–99.
- Petrtyl M, Heřt J, and Fiala P. 1999. Spatial organization of the haversian bone in man. *Journal of Biomechanics* 29:161–167.
- Rauch F, Klein K, Allolio B, and Schönau E. 1999. Age at menarche and cortical bone geometry in premenopausal women. *Bone* 25:69–73.
- Rittweger J, Goosey-Tolfrey V, Cointy G, Ferretti JL. 2010. Structural analysis of the human tibia in men with spinal cord injury by tomographic (pQCT) serial scans. *Bone* 47:511–518.
- Ross CF, Patel BA, Slice DE, Strait DS, Dechow PC, Richmond BG, Spencer MA. 2005. Modeling masticatory muscle force in finite element analysis: sensitivity analysis using principal coordinates analysis. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 283:288–299.
- Ruff CB, Hayes WC. 1983. Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae: a biomechanical investigation. I. Method and General patterns of variation. *Am J Phys Anthropol* 60:359–381.
- Ruff CB, Larsen CS, Hayes WC. 1984. Structural changes in the femur with the transition to agriculture on the Georgia coast. *Am J Phys Anthropol* 86:125–136.
- Ruff CB, Trinkaus E, Walker A, Larsen CS. 1993. Postcranial robusticity in *Homo* I: temporal trends and mechanical interpretation. *Am J Phys Anthropol* 91:21–53.
- Ruff CB, Mc Henry HM, Thackeray JF. 1999. Cross-sectional morphology of the SK 82 and 97 proximal femora. *Am J Phys Anthropol* 109:509–521.
- Ruff CB, Holt BM, Trinkaus E. 2006. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's Law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129:484–498.
- Ruff CB. 2007. Biomechanical analyses of archaeological human skeletons. In: *Biological Anthropology of the human skeleton*. New York: Wiley-Liss, Inc. 183–206.
- Rulf J. 1981. Poznámky k zemědělství středoevropského neolitu a eneolitu. *Archeol Rozhledy* 33:123–132.
- Sailer R, Sládek V, Berner M. 2003. Computer tomography and calculation of bone biomechanics in cross-sections of long bones [abstract]. *Am J Phys Anthropol [Suppl]* 36:182.

- Sample S, Behan M, Smith L, Oldenhoff W, Markel M, Kalscheur V, Hao Z, Miletic V, Muir P. 2008. Functional adaptation to loading of a single bone is neuronally regulated and involves multiple bones. *J Bone Miner* 23:1372–1381.
- Schmitt D, Churchill SE, Hylander WL. 2003. Experimental evidence concerning spear use in Neandertals and early modern human. *Journal of Archaeological science* 30:103–114.
- Simmons T, Jantz RL, Bass WM. 1990. Stature estimation from fragmentary femora: a revision of the Steel method. *J Forensic Sci* 35:628–636.
- Skedros JD, Baucom SL. 2007. Mathematical analysis of trabecular ‘trajectories’ in apparent trajectorial structures: The unfortunate historical emphasis on the human proximal femur. *Journal of Theoretical Biology* 244:15–45.
- Sládek V, Berner M, Sailer R. 2002. Bioarcheologické výzkumy lokomočního chování pravěkých populací člověka (abstrakt). *Antropologické symposium*. Nečtiny.
- Sládek V, Berner M, and Sailer R. 2006a. Mobility in Central European Late Eneolithic and Early Bronze Age: tibial cross-sectional geometry. *Journal of Archaeological science* 33:470–482.
- Sládek V, Berner M, Sailer R. 2006. Mobility in Central European Late Eneolithic and Early Bronze Age: femoral cross-sectional geometry. *Am J Phys Anthropol* 130:320–332.
- Sládek V, Berner M, Sosna D, Sailer R. 2007. Human manipulative behavior in the Central European Late Eneolithic and Early Bronze Age: humeral bilateral asymmetry. *Am J Phys Anthropol* 133:669–681.
- Sládek V, Berner M, Galeta P, Friedl L, Kudrnová Š. 2010. Technical Note: The Effect of Midshaft Location on the Error Ranges of Femoral and Tibial Cross-sectional Parameters. *Am J Phys Anthropol* 141:325–332.
- Sone T, Imai Y, Joo Y, Onodera S, Tomomitsu T, Fukunaga M. 2006. Side-to-side differences in cortical bone mineral density of tibiae in young male athletes. *Bone* 38:708–713.
- Stloukal M, Dobisíková M, Kuželka V, Stránská P, Velemínský P, Vyhnálek L, Zvára K. 1999. *Antropologie, příručka pro studium kostry*. Národní muzeum Praha.
- Stock JT. 2002. A test of two methods of radiographically deriving long bone cross-sectional properties compared to direct sectioning of the diaphysis. *Int J Osteoarchaeol* 12:335–342.

- Stock JT, Shaw CN. 2007. Which measures of diaphyseal robusticity are robust? A comparison of external methods of quantifying the strength of long bone diaphyses to cross-sectional geometric properties. *Am J Phys Anthropol* 134:412–423.
- Tommasini SM, Nasser P, Jepsen KJ. 2007. Sexual dimorphism affects tibia size and shape but not tissue-level mechanical properties. *Bone* 40:498–505.
- Trinkaus E, Ruff CB. 1989. Diaphyseal cross-sectional morphology and biomechanics of the Fond-de-Forêt 1 femur and the Spy 2 femur and tibia. *Bull Soc R Belge Anthropol Prehist* 100:33–42.
- Trinkaus E, Ruff CB. 1999. Diaphyseal cross-sectional geometry of Near Eastern Middle Palaeolithic humans: the femur. *J Archaeol Sci* 26:409–424.
- Trinkaus E, Ruff CB, Churchill S. 2002. Upper limb versus lower limb loading patterns among Near Eastern Middle Paleolithic hominids. In: *Neandertals and modern humans in Western Asia*. Springer US. 391–404.
- Wang WJ, Crompton RH, Li Y, Gunther MM. 2003. Energy transformation during erect and „bent-hip, bent-knee“ walking by humans with implications for the evolution of bipedalism. *J Hum Evol* 44:563–579.
- Weiss E. 2003. Effects of rowing on humeral strength. *Am J Phys Anthropol* 121:293–302.
- Wetzsteon R, Hughes J, Kaufman B, Vazquez G, Stoffregen T, Stovitz S, Petit M. 2009. Ethnic differences in bone geometry and strength are apparent in childhood. *Bone* 44:970–975.
- Wilks D, Winwood K, Gilliver S, Kwiet A, Chatfield M, Michaelis I, Sun L, Ferretti J, Sargeant A, Felsenberg D, et al. 2009. Bone mass and geometry of the tibia and the radius of master sprinters, middle and long distance runners, race-walkers and sedentary control participants: a pQCT study. *Bone* 45:91–97.
- Wolff J. 1870. Über die innere architektur der knochen und ihre bedeutung für die frage vom knochenwachstum. *Arch Pathol Anat Physiol Klin Med* 50:389–453.
- Wolff J. 1892. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: A. Hirschwald.
- Wright LE, Vasquez MA. 2003. Estimating the length of incomplete long bones: forensic standards from Guatemala. *Am J Phys Anthropol* 120:233–251.

Internetové zdroje:

Archeologické centrum Olomouc příspěvková organizace [on-line]. Olomouc ©2012.

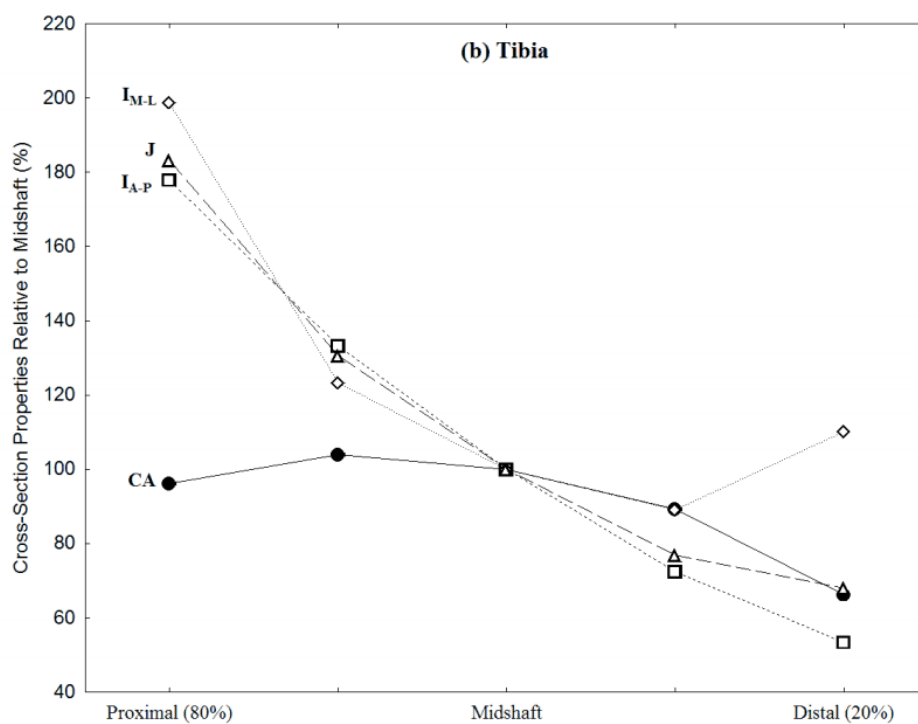
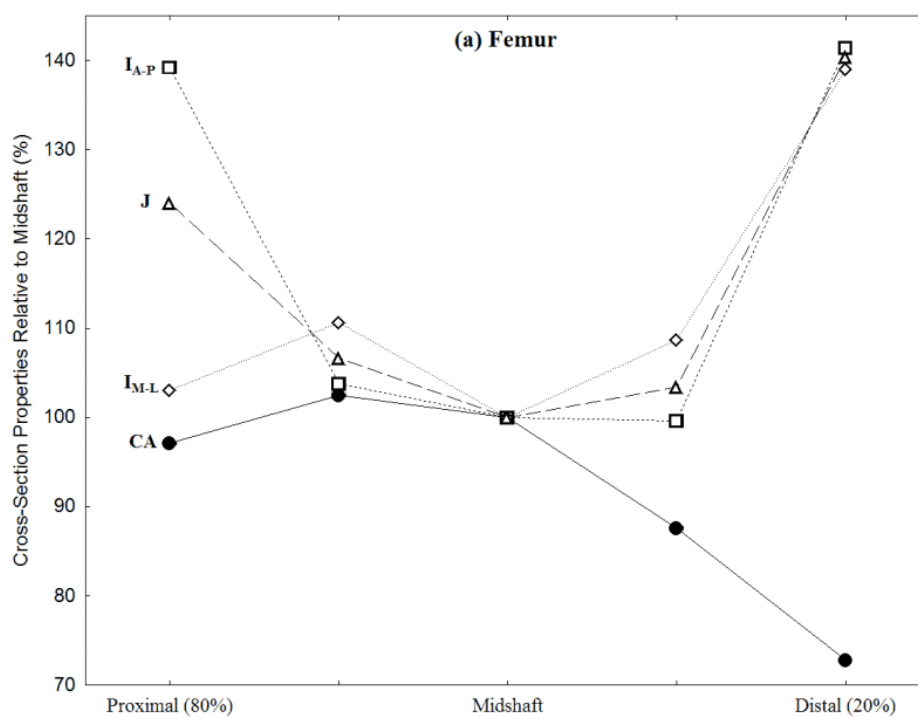
Dostupný z: <http://www.ac-olomouc.cz/uvod.aspx>

Přílohy: Obrázky

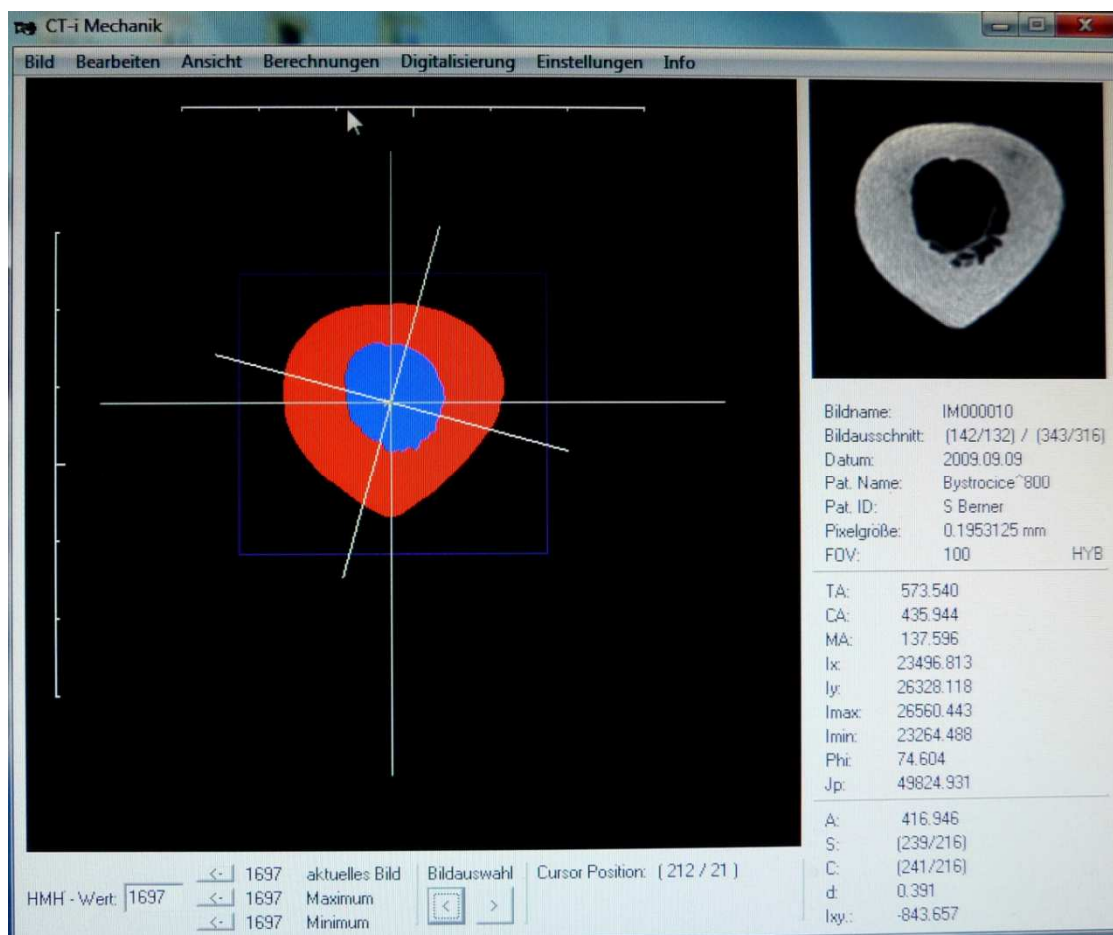
Obr. 1: Očekávané distribuce hodnot MD% pro stehenní a holenní kost u CSG parametrů CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J (převzato ze Sládek et al., 2010)

Obr. 2: Ukázka prostředí programu CT-i

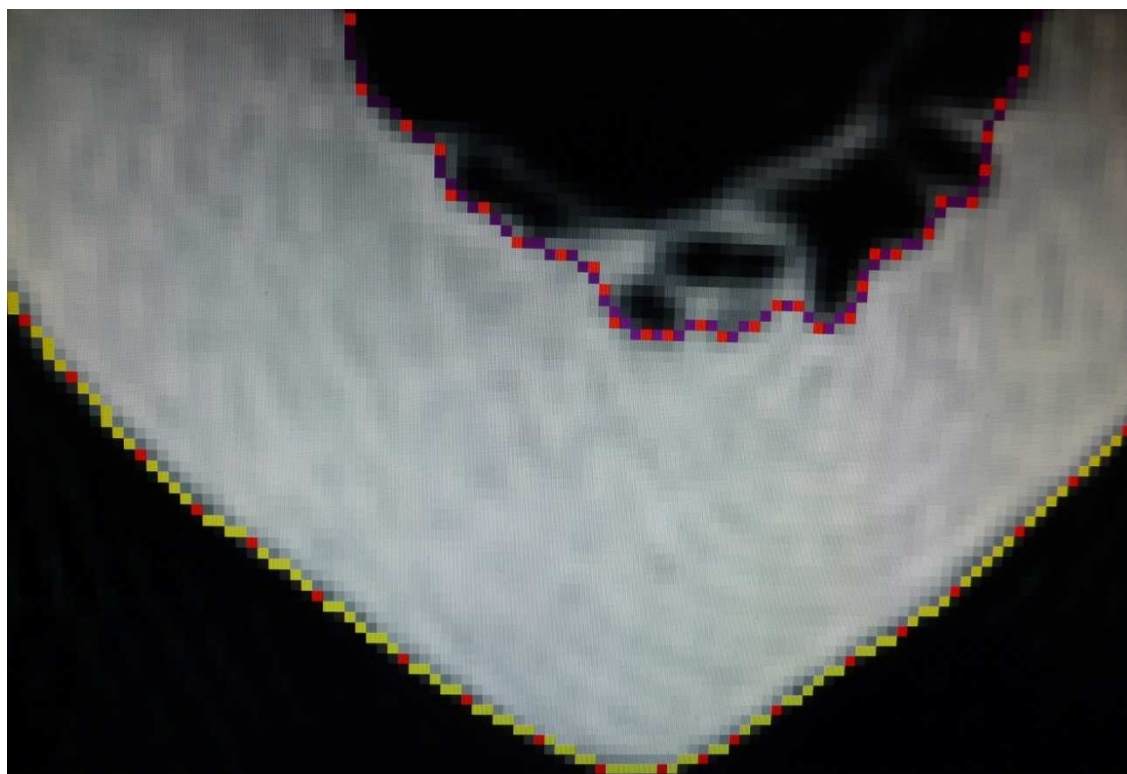
Obr. 3: Průběh digitalizace v programu CT-i



Obr. 1: Očekávané distribuce hodnot MD% pro stehenní (a) a holenní (b) kost u CSG parametrů CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J (převzato ze Sládek et al., 2010)



Obr. 2: Ukázka prostředí programu CT-i



Obr. 3: Průběh digitalizace v programu CT-i

Přílohy: Tabulky

Tab 1: Struktura souboru použitého ve studii

Tab 2: Interobservační chyba digitalizace

Tab 3: Průměr a směrodatné odchylky hmotnosti, biomechanické délky a vybraných CSG parametrů stehenní a holenní kosti jedinců staršího a mladšího období

Tab 4: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro stehenní kost mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

Tab 5: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

Tab 6: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

Tab 7: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro stehenní kost mladšího a staršího období – muži

Tab 8: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – muži

Tab 9: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – muži

Tab 10: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro stehenní kost mladšího a staršího období – ženy

Tab 11: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – ženy

Tab 12: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – ženy

Tab 13: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro holenní kost mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

Tab 14: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro holenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

Tab 15: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro holenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

Tab 16: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro holenní kost mladšího a staršího období – muži

Tab 17: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro holenní kosti mladšího a staršího období – muži

Tab 18: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro holenní kosti mladšího a staršího období – muži

Tab 19: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro holenní kosti mladšího a staršího období – ženy

Tab 20: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro holenní kosti mladšího a staršího období – ženy

Tab 21: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – ženy

Tab 1: Struktura souboru použitého ve studii

Soubor	Datování a lokalita	N _T (N _F , N _M)
Starší období	(Pozdní eneolit; 2600–2000 BC) Brandýsek, Mokrůvky, Radovesice	4 (0; 4)
	(Pozdní eneolit; 2900–2300 BC) Blšany, Kněževes, Kučlín, Liběšice, Malá Ohrada, Most, Postoloprty, Rousínov, Tučapy, Tuchoměřice, Velica Ves	10 (6; 4)
	(Raná doba bronzová; 2200–1500 BC) Bystročice, Chrašťany	7 (3; 4)
	(Raná doba bronzová; 2020–1770 BC) Franzhausen I, Pottenbrunn	9 (4; 5)
	(Raná doba bronzová; 2000–1700 BC) Hainburg	10 (7; 3)
	(Raná doba bronzová; 1700–1500 BC) Hulín-Pravčice	6 (4; 2)
Celkem		46 (24; 22)
Mladší období	(Novověk; 16.–18. století) Opava-pivovar	28 (11; 17)
Celkem		28 (11; 17)

Tab 2: Interobservační chyba digitalizace

CSG parametr	měřil	N	průměr	rozdl	MD% ^c
CA 50%	VS ^a	9	418,3	-1,331	-0,32
	ES ^b	9	419,6		
I _{A-P} 50%	VS	9	24514,8	22,242	0,09
	ES	9	24492,5		
I _{M-L} 50%	VS	9	23508,8	139,268	0,59
	ES	9	23369,5		
J 50%	VS	9	48023,5	161,51	0,34
	ES	9	47862,0		

^a Vladimír Sládek

^b Eliška Schuplerová

^c Průměrná procentuální odchylka mezi našimi měřeními.

Tab 3: Průměr a směrodatné odchylky hmotnosti, biomechanické délky a vybraných CSG parametrů stehenní a holenní kosti jedinců staršího a mladšího období

	Starší období			Mladší období			P
	Muži	Ženy	Celkem	Muži	Ženy	Celkem	
Body mass ^a	68.5 (22) ± 7.67	56.5 (18) ± 4.20	62.0 (40) ± 8.49	68.5 (14) ± 5.89	60.0 (8) ± 4.73	65.8 (22) ± 7.04	
Stehenní kost							
BML ^b	420.9 (19) ± 20.56	393.4 (21) ± 14.50	406.5 (40) ± 22.36	441.2 (14) ± 11.70	400.4 (8) ± 9.66	424.7 (22) ± 23.40	**
TA adj.	803.4 (19) ± 113.06	794.3 (21) ± 125.90	800.1 (40) ± 120.68	894.0 (14) ± 68.44	826.1 (8) ± 75.71	869.3 (22) ± 78.31	
CA adj.	614.9 (19) ± 82.51	564.4 (21) ± 71.07	588.4 (40) ± 80.75	644.5 (14) ± 56.42	586.6 (8) ± 44.95	623.5 (22) ± 59.47	
MA adj.	220.9 (19) ± 57.96	211.4 (21) ± 53.99	215.9 (40) ± 56.11	249.5 (14) ± 74.47	239.5 (8) ± 47.58	245.9 (22) ± 64.69	
I _{A-P} adj.	848.6 (19) ± 195.51	642.0 (21) ± 148.71	740.1 (40) ± 201.03	930.8 (14) ± 190.97	746.6 (8) ± 194.28	863.8 (22) ± 211.61	*
I _{M-L} adj.	820.5 (19) ± 152.42	693.4 (21) ± 178.18	753.8 (40) ± 178.13	933.4 (14) ± 127.26	775.1 (8) ± 84.31	875.8 (22) ± 136.71	*
J adj.	1669.1 (19) ± 321.75	1335.4 (21) ± 309.36	1493.9 (40) ± 356.63	1864.2 (14) ± 286.90	1521.7 (8) ± 245.66	1739.7 (22) ± 318.54	*
Holenní kost							
BML	358.5 (22) ± 20.11	329.1 (18) ± 13.28	345.3 (40) ± 22.72	357.1 (18) ± 12.53	329.7 (6) ± 7.34	343.4 (24) ± 17.63	
TA adj.	709.1 (22) ± 85.66	633.5 (18) ± 63.88	674.2 (40) ± 85.17	718.5 (14) ± 60.98	646.7 (6) ± 67.32	700.0 (20) ± 71.99	
CA adj.	527.2 (22) ± 72.72	434.1 (18) ± 50.09	484.2 (40) ± 78.49	529.1 (14) ± 54.98	474.1 (6) ± 46.06	510.4 (20) ± 57.59	
MA adj.	181.9 (22) ± 38.40	199.4 (18) ± 48.76	190.0 (40) ± 44.36	189.4 (14) ± 55.95	172.5 (6) ± 34.44	189.6 (20) ± 50.44	
I _{A-P} adj.	1020.9 (22) ± 200.12	692.7 (18) ± 156.96	869.4 (40) ± 244.36	974.8 (14) ± 139.89	708.5 (6) ± 132.32	913.9 (20) ± 192.43	
I _{M-L} adj.	587.8 (22) ± 99.08	398.1 (18) ± 78.95	500.2 (40) ± 130.79	613.5 (14) ± 78.87	481.2 (6) ± 72.03	581.6 (20) ± 101.14	*
J adj.	1608.7 (22) ± 286.13	1083.0 (18) ± 199.82	1366.0 (40) ± 362.20	1588.2 (14) ± 199.19	1189.7 (6) ± 174.94	1495.5 (20) ± 277.54	

^a BML: biomechanická délka [mm]

^b Body mass (BM): hmotnost jedince [kg]

* signifikantní na $\alpha = 0,05$, párový t-test

** signifikantní na $\alpha = 0,001$

Tab 4: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro stehenní kost mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

	% BML	MD% ^a starší období	SD starší období	95%LA ^b starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
CA	60%	7,9**	5,18	-2,27; 18,02	7,4**	3,40	0,77; 14,09	0,44
	59%	7,3**	4,89	-2,32; 16,83	6,8**	3,41	0,17; 13,53	0,41
	58%	6,5**	4,17	-1,65; 14,72	6,1**	3,04	0,17; 12,07	0,42
	57%	5,7**	3,68	-1,50; 12,94	5,9**	2,68	0,62; 11,11	0,14
	56%	4,9**	3,23	-1,49; 11,19	5,9**	2,58	0,83; 10,95	1,03
	55%	3,8**	3,34	-2,74; 10,35	4,9**	2,28	0,41; 9,35	1,07
	54%	2,8**	2,78	-2,63; 8,25	3,9**	1,80	0,39; 7,45	1,11
	53%	2,3**	2,01	-1,67; 6,20	3,1**	1,27	0,57; 5,54	0,78
	52%	1,4**	1,96	-2,41; 5,26	2,2**	0,97	0,28; 4,08	0,76
	51%	0,9**	1,70	-2,41; 4,24	1,2**	1,01	-0,79; 3,18	0,28
	49%	-1,0**	1,43	-3,75; 1,84	-1,2**	0,86	-2,92; 0,47	0,27
	48%	-1,9**	1,74	-5,32; 1,50	-2,1**	1,16	-4,41; 0,15	0,22
	47%	-2,8**	2,16	-6,99; 1,48	-2,9**	0,93	-4,68; -1,04	0,11
	46%	-3,7**	2,38	-8,32; 0,99	-4,2**	1,12	-6,41; -2,02	0,55
	45%	-4,7**	2,91	-10,37; 1,02	-5,2**	1,31	-7,76; -2,64	0,53
	44%	-5,6**	2,94	-11,34; 0,19	-6,3**	1,44	-9,11; -3,47	0,72
	43%	-6,6**	3,47	-13,37; 0,23	-7,3**	1,95	-11,14; -3,51	0,76
	42%	-7,3**	3,54	-14,25; -0,38	-8,7**	2,24	-13,10; -4,31	1,39
	41%	-8,5**	4,21	-16,78; -0,28	-10,0**	2,27	-14,43; -5,55	1,46
	40%	-9,3**	4,38	-17,92; -0,73	-10,8**	3,88	-18,44; -3,23	1,51
IA-P	60%	4,5**	7,92	-11,04; 19,99	-1,2	5,41	-11,77; 9,45	5,63**
	59%	3,4*	7,48	-11,27; 18,06	-1,0	5,29	-11,34; 9,38	4,37*
	58%	2,7*	6,79	-10,57; 16,05	-1,1	4,48	-9,88; 7,68	3,84*
	57%	1,6	6,01	-10,15; 13,42	-0,7	4,05	-8,64; 7,25	2,33
	56%	1,0	5,12	-9,04; 11,02	0,3	4,75	-8,96; 9,64	0,65
	55%	0,2	4,72	-9,06; 9,43	0,2	4,04	-7,67; 8,15	0,05
	54%	-0,1	3,93	-7,83; 7,59	0,7	3,84	-6,85; 8,20	0,79
	53%	-0,1	3,07	-6,15; 5,87	0,6	3,00	-5,26; 6,49	0,76
	52%	-0,4	2,58	-5,43; 4,70	0,7	2,45	-4,12; 5,49	1,05
	51%	0,1	1,69	-3,20; 3,43	0,4	1,67	-2,83; 3,71	0,32
	49%	-0,1	1,74	-3,56; 3,27	-0,2	1,11	-2,41; 1,96	0,08
	48%	-0,5	2,17	-4,75; 3,77	0,2	1,63	-3,04; 3,36	0,65
	47%	-0,4	2,92	-6,18; 5,28	0,7	2,28	-3,76; 5,19	1,16
	46%	-0,2	3,57	-7,24; 6,76	0,9	2,85	-4,67; 6,49	1,15
	45%	-0,3	4,62	-9,36; 8,74	0,6	2,85	-4,69; 6,22	0,94
	44%	-0,1	5,18	-10,25; 10,06	0,5	3,20	-5,72; 6,81	0,64
	43%	0,1	5,96	-11,61; 11,74	0,8	3,82	-6,65; 8,32	0,77
	42%	0,6	6,90	-12,91; 14,14	1,1	4,33	-7,38; 9,58	0,48
	41%	0,9	7,99	-14,73; 16,58	0,8	4,39	-7,83; 9,36	0,16
	40%	1,8	8,50	-14,84; 17,50	0,3	3,84	-7,19; 7,88	1,49

	% BML	MD% a starší období	SD starší období	95%LAB starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
IM-L	60%	6,0**	6,15	-6,07; 18,06	6,5**	4,78	-2,90; 15,84	0,48
	59%	5,0**	5,93	-6,64; 16,61	5,3**	5,04	-4,59; 15,17	0,31
	58%	4,1**	5,42	-6,51; 14,71	4,6**	4,51	-4,28; 13,39	0,45
	57%	3,3**	5,04	-6,62; 13,13	4,0**	3,78	-3,39; 11,44	0,77
	56%	2,3**	4,25	-6,02; 10,65	3,7**	3,36	-2,84; 10,31	1,42
	55%	1,3*	3,91	-6,34; 8,99	3,0**	2,91	-2,67; 8,73	1,71
	54%	0,8	3,23	-5,56; 7,09	2,3**	2,63	-2,91; 7,42	1,49
	53%	0,3	2,60	-4,77; 5,42	1,5**	1,87	-2,12; 5,22	1,22*
	52%	0,1	2,14	-4,09; 4,29	1,0*	1,54	-2,06; 3,97	0,86*
	51%	0,1	1,80	-3,40; 3,64	0,6*	1,21	-1,80; 2,93	0,45
	49%	-0,2	1,50	-3,17; 2,69	-0,7*	1,28	-3,20; 1,82	0,45
	48%	-0,7	2,34	-5,24; 3,93	-0,8*	1,33	-3,41; 1,79	0,16
	47%	-0,7	2,78	-6,14; 4,75	-0,8	2,14	-4,96; 3,45	0,06
	46%	-0,7	3,51	-7,57; 6,18	-1,1	2,70	-6,43; 4,16	0,43
	45%	-0,7	4,59	-9,66; 8,33	-0,6	3,44	-7,30; 6,19	0,10
	44%	-0,5	5,05	-10,41; 9,40	-0,4	4,15	-8,49; 7,78	0,15
	43%	-0,1	5,96	-11,82; 11,54	0,0	5,17	-10,10; 10,16	0,17
	42%	0,7	7,02	-13,10; 14,42	0,9	6,03	-10,95; 12,69	0,21
	41%	0,9	8,01	-14,75; 16,64	1,3	6,80	-12,06; 14,61	0,34
	40%	2,0	8,75	-15,21; 19,11	1,9	7,13	-12,10; 15,85	0,08
J	60%	4,2**	5,78	-7,09; 15,56	2,7*	4,58	-6,26; 11,71	1,51
	59%	3,3**	5,30	-7,11; 13,65	2,2*	4,67	-6,93; 11,39	1,04
	58%	2,6**	4,73	-6,64; 11,89	1,8*	3,93	-5,90; 9,51	0,82
	57%	1,8*	4,27	-6,53; 10,21	1,7*	3,27	-4,66; 8,15	0,09
	56%	1,2	3,68	-6,00; 8,43	2,1*	3,22	-4,19; 8,43	0,90
	55%	0,4	3,53	-6,49; 7,36	1,7*	2,89	-3,97; 7,37	1,26
	54%	0,1	2,96	-5,69; 5,90	1,5*	2,72	-3,84; 6,84	1,39
	53%	0,0	2,31	-4,58; 4,49	1,1*	1,98	-2,78; 4,98	1,15*
	52%	-0,2	2,00	-4,15; 3,68	0,8*	1,58	-2,27; 3,90	1,05*
	51%	0,1	1,55	-2,97; 3,10	0,5	1,19	-1,83; 2,84	0,45
	49%	-0,1	1,40	-2,90; 2,60	-0,5*	1,01	-2,43; 1,53	0,30
	48%	-0,5	1,83	-4,05; 3,12	-0,3	1,07	-2,41; 1,78	0,15
	47%	-0,4	2,29	-4,93; 4,03	0,0	1,54	-3,05; 2,99	0,42
	46%	-0,2	2,82	-5,77; 5,29	-0,2	1,99	-4,06; 3,74	0,08
	45%	-0,2	3,60	-7,25; 6,88	0,0	2,08	-4,10; 4,04	0,16
	44%	0,1	3,94	-7,67; 7,78	0,0	2,59	-5,05; 5,09	0,03
	43%	0,3	4,66	-8,80; 9,45	0,3	3,24	-6,02; 6,69	0,01
	42%	1,0	5,41	-9,62; 11,61	0,9	3,96	-6,91; 8,62	0,14
	41%	1,3	6,49	-11,46; 13,99	0,9	4,29	-7,51; 9,29	0,38
	40%	2,1	6,95	-11,49; 15,77	1,0	4,13	-7,13; 9,06	1,17

^a MD%: *Mean percentage difference* – Průměrná procentuální odchylka

^b 95%LA: *Limits of agreement* – interval spolehlivosti – horní a dolní limit

* signifikantní na $\alpha = 0,05$, ANOVA s opakovanými měřeními

** signifikantní na $\alpha = 0,001$

Tab 5: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

	% BML	MAD% ^a starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
CA	60%	8,2	4,63	7,4	3,40
	59%	7,6	4,34	6,8	3,41
	58%	6,9	3,58	6,1	3,04
	57%	6,0	3,19	5,9	2,68
	56%	5,1	2,80	5,9	2,58
	55%	4,3	2,65	4,9	2,28
	54%	3,4	2,07	3,9	1,80
	53%	2,5	1,66	3,1	1,27
	52%	2,0	1,39	2,3	0,97
	51%	1,4	1,28	1,3	0,92
	49%	1,4	1,04	1,3	0,81
	48%	2,1	1,45	2,2	1,05
	47%	3,0	1,82	2,9	0,93
	46%	3,8	2,16	4,2	1,12
	45%	4,8	2,69	5,2	1,31
	44%	5,6	2,94	6,3	1,44
	43%	6,6	3,47	7,3	1,95
	42%	7,4	3,41	8,7	2,24
	41%	8,6	4,11	10,0	2,27
	40%	9,3	4,38	11,2	2,67
I _{A-P}	60%	7,7	4,88	3,8	4,05
	59%	6,7	4,71	3,9	3,68
	58%	6,0	4,20	3,3	3,27
	57%	5,3	3,29	3,1	2,74
	56%	4,3	2,91	3,5	3,21
	55%	3,8	2,77	3,1	2,61
	54%	3,2	2,30	2,8	2,71
	53%	2,5	1,80	2,3	1,99
	52%	2,1	1,53	1,8	1,80
	51%	1,3	1,09	1,3	1,17
	49%	1,4	1,08	0,9	0,75
	48%	1,7	1,41	1,5	0,72
	47%	2,4	1,72	1,8	1,55
	46%	2,9	2,08	2,4	1,73
	45%	3,6	2,85	2,6	1,33
	44%	4,2	3,06	2,8	1,61
	43%	4,8	3,56	3,5	1,84
	42%	5,6	4,08	3,7	2,44
	41%	6,5	4,71	3,7	2,53
	40%	7,0	5,11	3,1	2,26

	% BML	MAD% ^a starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
I _{M-L}	60%	7,2	4,71	7,1	3,84
	59%	6,2	4,65	6,4	3,52
	58%	5,3	4,20	5,7	2,91
	57%	4,9	3,53	4,9	2,60
	56%	3,9	2,90	4,3	2,58
	55%	3,2	2,56	3,5	2,28
	54%	2,7	1,96	2,9	1,89
	53%	2,0	1,70	2,1	1,28
	52%	1,7	1,29	1,6	1,00
	51%	1,4	1,18	1,1	0,82
	49%	1,2	0,89	1,0	1,07
	48%	1,9	1,50	1,2	0,94
	47%	2,2	1,78	1,8	1,41
	46%	2,7	2,30	2,4	1,64
	45%	3,6	2,89	2,8	2,03
	44%	4,1	2,99	3,5	2,31
	43%	4,8	3,52	4,2	2,98
	42%	5,8	4,07	5,1	3,29
	41%	6,7	4,45	5,6	4,13
	40%	7,7	4,64	5,8	4,58
J	60%	5,7	4,31	4,4	3,02
	59%	4,9	3,89	4,1	3,18
	58%	4,3	3,29	3,4	2,65
	57%	3,7	2,84	2,9	2,25
	56%	3,1	2,28	3,1	2,25
	55%	2,8	2,13	2,7	1,94
	54%	2,4	1,67	2,4	1,93
	53%	1,8	1,45	1,8	1,37
	52%	1,7	1,14	1,5	0,98
	51%	1,1	1,05	1,1	0,72
	49%	1,1	0,87	0,8	0,81
	48%	1,5	1,15	0,9	0,63
	47%	1,9	1,39	1,3	0,89
	46%	2,3	1,67	1,7	1,11
	45%	2,9	2,13	1,7	1,23
	44%	3,1	2,37	2,1	1,46
	43%	3,7	2,82	2,7	1,82
	42%	4,6	3,08	3,3	2,34
	41%	5,5	3,74	3,6	2,49
	40%	6,2	3,83	3,4	2,53

^a MAD%: *Mean percentage absolute difference* – Průměrná procentuální absolutní odchylka

Tab 6: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

	Starší období					Mladší období				
	MAR ^a (%BML)		MAR (mm)		Rozsah ^b	MAR (%BML)		MAR (mm)		Rozsah
	proximálně	distálně	proximálně	distálně		proximálně	distálně	proximálně	distálně	
CA	55	45	20	20	40	55	46	21	17	38
I _{A-P}	56	43	24	28	52	60	40	42	42	84
I _{M-L}	57	43	28	28	56	57	43	30	30	60
J	59	42	36	32	68	60	40	42	42	84

^a MAR: *Mean accuracy range* – Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) – v % BML kosti nebo v mm

^b rozsah: součet vzdáleností v mm od reálného středu kosti proximálním a distálním směrem, ve kterém můžeme hledat 50% BML kosti

Tab 7: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro stehenní kost mladšího a staršího období – muži

	% BML	MD% ^a starší období	SD starší období	95%LA ^b starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
CA	60%	6,4**	3,60	-0,66; 13,45	8,1**	3,04	2,11; 14,03	1,68
	59%	6,3**	3,08	0,22; 12,28	7,5**	3,05	1,48; 13,43	1,20
	58%	5,5**	2,96	-0,34; 11,27	7,0**	2,48	2,17; 11,91	1,57
	57%	4,7**	2,67	-0,55; 9,92	6,5**	2,23	2,12; 10,87	1,81*
	56%	4,0**	1,93	0,22; 7,78	6,1**	1,90	2,33; 9,78	2,06*
	55%	2,8**	1,85	-0,87; 6,40	5,1**	1,99	1,22; 9,00	2,35*
	54%	2,1**	1,76	-1,36; 5,55	4,0**	1,59	0,93; 7,15	1,94*
	53%	1,3**	1,35	-1,30; 3,99	3,2**	1,01	1,24; 5,21	1,88**
	52%	0,6	1,51	-2,34; 3,56	2,0**	0,92	0,20; 3,83	1,41**
	51%	0,3	0,95	-1,59; 2,15	1,0*	1,03	-1,06; 2,99	0,69
	49%	-0,5	1,46	-3,39; 2,32	-1,2**	1,04	-3,20; 0,86	0,63
	48%	-1,5**	1,71	-4,84; 1,86	-2,3**	1,18	-4,64; -0,03	0,85
	47%	-2,2**	2,00	-6,12; 1,73	-2,9**	1,09	-5,04; -0,78	0,71
	46%	-3,1**	2,03	-7,09; 0,85	-4,4**	1,16	-6,66; -2,13	1,28*
	45%	-4,0**	2,37	-8,63; 0,65	-5,4**	1,47	-8,24; -2,47	1,36
	44%	-4,1**	2,40	-8,84; 0,57	-6,4**	1,33	-8,99; -3,77	2,24*
	43%	-4,7**	2,64	-9,89; 0,45	-7,5**	1,86	-11,10; -3,81	2,74**
	42%	-5,4**	2,79	-10,91; 0,04	-8,8**	2,38	-13,49; -4,17	3,40**
	41%	-6,2**	3,26	-12,63; 0,13	-9,9**	2,48	-14,80; -5,08	3,69**
	40%	-6,8**	2,82	-12,29; -1,23	-10,5**	4,61	-19,51; -1,45	3,72*
IA-P	60%	1,7	7,89	-13,81; 17,11	-1,0	3,69	-8,25; 6,20	2,68
	59%	1,2	6,95	-12,38; 14,87	-0,9	3,95	-8,69; 6,80	2,19
	58%	0,8	6,24	-11,39; 13,05	-1,0	3,59	-8,00; 6,09	1,79
	57%	-0,3	5,93	-11,95; 11,31	-0,6	3,22	-6,93; 5,70	0,30
	56%	-0,7	5,25	-10,97; 9,59	-0,2	2,97	-6,05; 5,58	0,45
	55%	-1,5	4,61	-10,52; 7,56	-0,1	2,59	-5,16; 4,99	1,40
	54%	-1,3	4,12	-9,36; 6,78	0,2	2,60	-4,87; 5,32	1,52
	53%	-1,3	2,78	-6,77; 4,11	0,2	2,27	-4,23; 4,68	1,55
	52%	-1,4	2,62	-6,48; 3,78	0,2	1,53	-2,78; 3,22	1,57*
	51%	-0,6	1,12	-2,76; 1,62	0,0	1,35	-2,64; 2,64	0,57
	49%	0,2	1,68	-3,09; 3,51	-0,2	1,30	-2,72; 2,38	0,38
	48%	-0,1	1,77	-3,56; 3,37	0,2	1,68	-3,06; 3,53	0,33
	47%	0,0	2,63	-5,14; 5,18	0,9	2,62	-4,26; 6,00	0,85
	46%	0,6	3,49	-6,21; 7,47	0,9	3,05	-5,05; 6,89	0,29
	45%	0,7	4,90	-8,85; 10,34	0,4	2,56	-4,61; 5,42	0,34
	44%	1,7	5,67	-9,46; 12,78	0,1	2,77	-5,37; 5,48	1,61
	43%	2,2	6,09	-9,76; 14,10	0,3	3,61	-6,79; 7,37	1,88
	42%	2,9	7,27	-11,33; 17,16	0,5	4,52	-8,39; 9,33	2,45
	41%	3,6	8,17	-12,36; 19,66	0,1	4,69	-9,09; 9,29	3,55
	40%	4,8	8,55	-11,95; 21,57	-0,4	3,92	-8,12; 7,26	5,24*

	% BML	MD% starší období	SD starší období	95%LA starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
IM-L	60%	4,0*	6,75	-9,27; 17,20	7,1**	4,57	-1,85; 16,07	3,14
	59%	3,3	6,61	-9,66; 16,23	6,1**	4,51	-2,70; 14,97	2,85
	58%	2,5	6,07	-9,39; 14,42	5,7**	3,74	-1,60; 13,06	3,21
	57%	1,8	5,75	-9,46; 13,06	4,9**	3,18	-1,33; 11,12	3,09
	56%	1,3	4,71	-7,99; 10,49	4,3**	2,82	-1,21; 9,84	3,07*
	55%	0,1	4,20	-8,11; 8,36	3,7**	2,65	-1,52; 8,87	3,55*
	54%	0,1	3,41	-6,56; 6,81	2,8**	2,27	-1,62; 7,28	2,71*
	53%	-0,5	2,30	-5,02; 4,01	2,0**	1,48	-0,86; 4,94	2,55**
	52%	-0,7	1,71	-4,04; 2,65	1,1**	1,24	-1,31; 3,57	1,83**
	51%	-0,3	1,43	-3,08; 2,51	0,5	0,93	-1,33; 2,30	0,76
	49%	0,0	1,38	-2,75; 2,65	-0,8	1,41	-3,55; 1,98	0,74
	48%	-0,4	2,33	-4,98; 4,16	-1,1*	1,46	-3,97; 1,77	0,69
	47%	-0,5	2,74	-5,85; 4,88	-1,0	2,35	-5,63; 3,60	0,53
	46%	-0,4	3,74	-7,69; 6,96	-1,4	2,96	-7,26; 4,36	1,08
	45%	-0,3	4,46	-9,04; 8,46	-0,9	3,69	-8,09; 6,36	0,58
	44%	0,4	5,08	-9,59; 10,31	-0,5	4,26	-8,84; 7,87	0,85
	43%	0,6	5,93	-10,97; 12,27	-0,1	5,50	-10,91; 10,65	0,78
	42%	1,3	6,78	-11,99; 14,59	1,1	6,46	-11,60; 13,71	0,25
	41%	1,6	7,36	-12,81; 16,06	1,5	6,99	-12,18; 15,21	0,11
	40%	2,7	7,81	-12,64; 17,97	2,0	7,01	-11,70; 15,78	0,62
J	60%	2,1	6,03	-9,74; 13,90	3,2**	3,21	-3,14; 9,44	1,07
	59%	1,6	5,53	-9,19; 12,49	2,7*	3,45	-4,07; 9,47	1,05
	58%	1,2	4,97	-8,57; 10,90	2,5*	2,90	-3,19; 8,17	1,33
	57%	0,4	4,77	-8,94; 9,75	2,3*	2,32	-2,30; 6,81	1,84
	56%	0,1	4,05	-7,90; 8,00	2,1*	2,21	-2,19; 6,48	2,09
	55%	-0,8	3,69	-7,99; 6,47	1,9*	2,06	-2,15; 5,92	2,65*
	54%	-0,6	3,20	-6,90; 5,64	1,6*	2,08	-2,48; 5,66	2,22*
	53%	-1,0	2,02	-4,92; 3,01	1,2*	1,51	-1,79; 4,14	2,13**
	52%	-1,1	1,87	-4,76; 2,56	0,7*	1,13	-1,53; 2,91	1,79**
	51%	-0,4	1,07	-2,55; 1,66	0,2	0,94	-1,60; 2,10	0,69
	49%	0,1	1,29	-2,45; 2,62	-0,5	1,21	-2,86; 1,91	0,56
	48%	-0,2	1,51	-3,15; 2,75	-0,4	1,26	-2,90; 2,04	0,23
	47%	-0,2	2,10	-4,28; 3,96	-0,1	1,89	-3,78; 3,62	0,08
	46%	0,3	3,03	-5,67; 6,21	-0,3	2,30	-4,81; 4,20	0,57
	45%	0,4	3,90	-7,23; 8,05	-0,3	2,30	-4,78; 4,21	0,69
	44%	1,2	4,47	-7,56; 9,97	-0,3	2,74	-5,66; 5,09	1,49
	43%	1,6	4,94	-8,06; 11,32	0,0	3,57	-6,99; 6,98	1,63
	42%	2,4	5,55	-8,51; 13,25	0,6	4,49	-8,16; 9,44	1,73
	41%	2,9	6,60	-10,06; 15,81	0,7	4,65	-8,43; 9,80	2,19
	40%	4,0*	6,68	-9,11; 17,09	0,7	4,18	-7,53; 8,86	3,32

^a MD%: *Mean percentage difference* – Průměrná procentuální odchylka

^b 95%LA: *Limits of agreement* – interval spolehlivosti – horní a dolní limit

* signifikantní na $\alpha = 0,05$, ANOVA s opakovanými měřeními

** signifikantní na $\alpha = 0,001$

Tab 8: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – muži

	% BML	MAD% ^a starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
CA	60%	6,7	2,93	8,1	3,04
	59%	6,3	3,08	7,5	3,05
	58%	5,8	2,35	7,0	2,48
	57%	5,1	1,82	6,5	2,23
	56%	4,2	1,53	6,1	1,90
	55%	3,1	1,32	5,1	1,99
	54%	2,4	1,39	4,0	1,59
	53%	1,7	0,94	3,2	1,01
	52%	1,4	0,88	2,2	0,92
	51%	0,8	0,52	1,1	0,90
	49%	1,2	0,94	1,2	0,97
	48%	1,9	1,24	2,4	1,14
	47%	2,7	1,22	2,9	1,09
	46%	3,3	1,78	4,4	1,16
	45%	4,0	2,29	5,4	1,47
	44%	4,1	2,40	6,4	1,33
	43%	4,7	2,64	7,5	1,86
	42%	5,6	2,49	8,8	2,38
	41%	6,4	3,02	9,9	2,48
	40%	6,8	2,82	11,1	2,97
I _{A-P}	60%	6,8	4,36	2,9	2,48
	59%	5,7	4,13	3,4	2,23
	58%	5,4	3,28	3,0	2,19
	57%	5,3	2,73	2,8	1,72
	56%	4,8	2,21	2,5	1,65
	55%	4,3	2,25	2,1	1,57
	54%	3,7	2,23	2,0	1,69
	53%	2,6	1,66	1,8	1,37
	52%	2,3	1,89	1,3	0,79
	51%	1,0	0,73	1,1	0,75
	49%	1,3	1,09	1,0	0,85
	48%	1,3	1,15	1,5	0,82
	47%	2,1	1,57	2,1	1,80
	46%	3,1	1,75	2,5	1,94
	45%	4,0	2,86	2,4	1,00
	44%	4,9	3,30	2,5	1,15
	43%	5,4	3,54	3,3	1,59
	42%	6,4	4,55	3,8	2,51
	41%	7,1	5,42	4,1	2,26
	40%	7,7	6,08	3,3	2,19

	% BML	MAD% starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
I _{M-L}	60%	6,7	4,04	7,3	4,29
	59%	6,0	4,25	6,4	4,16
	58%	5,4	3,82	6,0	3,29
	57%	5,2	3,12	5,0	3,00
	56%	4,2	2,51	4,3	2,81
	55%	3,7	2,07	3,7	2,64
	54%	2,9	1,87	2,9	2,14
	53%	1,8	1,57	2,1	1,39
	52%	1,4	1,17	1,4	1,11
	51%	1,2	0,85	0,8	0,71
	49%	1,1	0,77	1,0	1,24
	48%	1,8	1,58	1,5	1,04
	47%	2,2	1,75	2,1	1,48
	46%	2,7	2,57	2,7	1,87
	45%	3,4	2,94	3,2	2,09
	44%	4,0	3,10	3,5	2,43
	43%	4,7	3,63	4,4	3,29
	42%	5,3	4,45	5,5	3,55
	41%	6,0	4,55	5,6	4,48
	40%	7,0	4,38	5,5	4,80
J	60%	5,2	3,65	3,7	2,58
	59%	4,4	3,69	3,4	2,75
	58%	3,9	3,28	3,0	2,34
	57%	3,8	2,85	2,6	1,95
	56%	3,5	2,08	2,5	1,73
	55%	3,3	1,73	2,3	1,57
	54%	2,8	1,65	2,1	1,55
	53%	1,8	1,38	1,6	1,06
	52%	1,7	1,37	1,2	0,61
	51%	0,9	0,75	0,8	0,53
	49%	1,0	0,81	0,9	0,98
	48%	1,2	0,96	1,2	0,62
	47%	1,8	1,13	1,7	0,83
	46%	2,6	1,65	2,0	1,15
	45%	3,2	2,28	1,9	1,33
	44%	3,8	2,71	2,2	1,71
	43%	4,4	2,81	3,0	1,96
	42%	5,1	3,17	3,8	2,47
	41%	6,0	4,04	3,8	2,75
	40%	6,5	4,24	3,3	2,64

^a MAD%: *Mean percentage absolute difference* – Průměrná procentuální absolutní odchylka

Tab 9: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – muži

	Starší období					Mladší období				
	MAR ^a (%BML)		MAR (mm)		Rozsah ^b	MAR (%BML)		MAR (mm)		Rozsah
	proximálně	distálně	proximálně	distálně		proximálně	distálně	proximálně	distálně	
CA	57	43	29	29	58	54	46	18	18	36
I _{A-P}	56	44	25	25	50	60	40	44	44	88
I _{M-L}	56	43	25	29	54	57	43	31	31	62
J	59	43	38	29	67	60	40	44	44	88

^a MAR: *Mean accuracy range* – Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) – v % BML kosti nebo v mm

^b rozsah: součet vzdáleností v mm od reálného středu kosti proximálním a distálním směrem, ve kterém můžeme hledat 50% BML kosti

Tab 10: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro stehenní kost mladšího a staršího období – ženy

	% BML	MD% ^a starší období	SD starší období	95%LA ^b starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
CA	60%	9,0**	5,85	-2,49; 20,46	6,4**	3,68	-0,86; 13,58	2,62
	59%	8,0**	5,77	-3,30; 19,33	5,8**	3,72	-1,44; 13,13	2,17
	58%	7,3**	4,73	-1,94; 16,62	4,6*	3,25	-1,78; 10,96	2,75
	57%	6,5**	4,12	-1,57; 14,58	4,8**	3,00	-1,08; 10,69	1,70
	56%	5,5**	3,82	-1,98; 12,97	5,6**	3,41	-1,08; 12,30	0,11
	55%	4,6**	3,94	-3,13; 12,31	4,5**	2,66	-0,71; 9,70	0,09
	54%	3,3**	3,24	-3,00; 9,69	3,7**	2,09	-0,40; 7,81	0,36
	53%	3,0**	2,14	-1,23; 7,15	2,8**	1,56	-0,30; 5,82	0,20
	52%	2,0**	2,03	-1,95; 6,02	2,5**	1,02	0,45; 4,46	0,42
	51%	1,4**	1,95	-2,43; 5,23	1,6**	0,86	-0,10; 3,26	0,18
	49%	-1,3**	1,32	-3,86; 1,32	-1,3**	0,43	-2,17; -0,48	0,06
	48%	-2,2**	1,70	-5,54; 1,10	-1,8**	1,05	-3,86; 0,28	0,43
	47%	-3,2**	2,18	-7,44; 1,10	-2,8**	0,57	-3,90; -1,67	0,38
	46%	-4,1**	2,53	-9,04; 0,88	-3,9**	0,99	-5,84; -1,98	0,17
	45%	-5,2**	3,15	-11,37; 1,00	-4,9**	0,91	-6,74; -3,16	0,24
	44%	-6,7**	2,85	-12,24; -1,06	-6,1**	1,59	-9,25; -3,03	0,51
	43%	-8,0**	3,37	-14,56; -1,36	-7,1**	2,06	-11,15; -3,07	0,85
	42%	-8,7**	3,38	-15,35; -2,10	-8,5**	2,00	-12,43; -4,57	0,22
	41%	-10,2**	4,03	-18,15; -2,34	-10,1**	1,85	-13,71; -6,45	0,16
	40%	-11,3**	4,36	-19,80; -2,70	-11,4**	2,05	-15,44; -7,42	0,18
IA-P	60%	6,6**	7,25	-7,62; 20,79	-1,4	7,44	-15,97; 13,20	7,97*
	59%	5,0*	7,46	-9,61; 19,63	-1,0	6,96	-14,69; 12,61	6,04
	58%	4,2*	6,84	-9,24; 17,58	-1,3	5,65	-12,41; 9,73	5,51*
	57%	3,1*	5,64	-7,96; 14,16	-0,8	5,15	-10,93; 9,24	3,94
	56%	2,2*	4,64	-6,84; 11,34	1,3	6,63	-11,68; 14,29	0,94
	55%	1,4	4,40	-7,18; 10,06	0,8	5,64	-10,27; 11,84	0,66
	54%	0,8	3,54	-6,19; 7,70	1,4	5,21	-8,80; 11,64	0,66
	53%	0,8	2,97	-5,07; 6,57	1,3	3,83	-6,24; 8,78	0,51
	52%	0,4	2,29	-4,12; 4,87	1,5	3,35	-5,10; 8,04	1,10
	51%	0,6	1,85	-3,00; 4,27	1,2	1,88	-2,52; 4,86	0,53
	49%	-0,4	1,74	-3,82; 2,99	-0,3	0,69	-1,68; 1,04	0,09
	48%	-0,8	2,39	-5,47; 3,91	0,0	1,53	-2,97; 3,03	0,81
	47%	-0,8	3,08	-6,83; 5,23	0,5	1,54	-2,56; 3,49	1,26
	46%	-0,9	3,49	-7,73; 5,94	0,9	2,48	-3,96; 5,74	1,78
	45%	-1,1	4,22	-9,38; 7,18	1,0	3,25	-5,37; 7,38	2,11
	44%	-1,4	4,33	-9,90; 7,07	1,4	3,67	-5,82; 8,55	2,78
	43%	-1,5	5,34	-11,97; 8,95	1,8	3,98	-6,05; 9,55	3,26
	42%	-1,1	6,06	-13,00; 10,77	2,1	3,81	-5,39; 9,54	3,18
	41%	-1,1	7,20	-15,23; 13,01	1,9	3,56	-5,10; 8,86	2,99
	40%	-0,4	7,75	-15,60; 14,78	1,6	3,33	-4,90; 8,15	2,04

	% BML	MD% starší období	SD starší období	95%LA starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
IM-L	60%	7,5**	5,17	-2,61; 17,64	5,4*	4,92	-4,24; 15,06	2,11
	59%	6,3**	5,00	-3,55; 16,07	3,9	5,55	-6,99; 14,75	2,38
	58%	5,3**	4,51	-3,56; 14,13	2,6	4,98	-7,16; 12,34	2,69
	57%	4,4**	4,11	-3,70; 12,40	2,6	4,24	-5,74; 10,90	1,77
	56%	3,1**	3,67	-4,08; 10,31	2,8	3,91	-4,90; 10,43	0,35
	55%	2,2*	3,41	-4,46; 8,91	2,0	3,00	-3,93; 7,85	0,26
	54%	1,2	2,99	-4,61; 7,11	1,3	2,90	-4,40; 6,98	0,04
	53%	1,0	2,63	-4,20; 6,11	0,7	2,15	-3,49; 4,95	0,22
	52%	0,7	2,23	-3,68; 5,07	0,7	1,87	-3,00; 4,31	0,04
	51%	0,4	1,98	-3,46; 4,29	0,7	1,56	-2,34; 3,76	0,30
	49%	-0,4	1,56	-3,44; 2,68	-0,5	1,00	-2,49; 1,43	0,15
	48%	-0,8	2,33	-5,40; 3,73	-0,3	0,87	-2,03; 1,37	0,51
	47%	-0,9	2,80	-6,34; 4,63	-0,3	1,65	-3,55; 2,91	0,53
	46%	-0,9	3,30	-7,43; 5,53	-0,6	2,09	-4,70; 3,49	0,35
	45%	-0,9	4,66	-10,07; 8,19	0,0	2,92	-5,76; 5,67	0,89
	44%	-1,2	4,94	-10,83; 8,53	-0,1	3,94	-7,86; 7,60	1,03
	43%	-0,7	5,92	-12,33; 10,86	0,3	4,55	-8,63; 9,21	1,03
	42%	0,2	7,16	-13,84; 14,21	0,6	5,29	-9,77; 10,95	0,40
	41%	0,4	8,42	-16,08; 16,94	0,9	6,46	-11,79; 13,55	0,45
	40%	1,4	9,37	-16,94; 19,78	1,6	7,32	-12,75; 15,93	0,18
J	60%	5,9**	5,00	-3,95; 15,66	2,0	6,17	-10,08; 14,12	3,84
	59%	4,5**	4,77	-4,85; 13,83	1,5	6,11	-10,53; 13,43	3,03
	58%	3,7**	4,22	-4,54; 11,99	0,7	5,01	-9,16; 10,49	3,06
	57%	2,9**	3,49	-3,94; 9,75	0,9	4,28	-7,50; 9,30	2,01
	56%	2,1*	3,10	-3,99; 8,16	2,1	4,41	-6,56; 10,73	0,00
	55%	1,3	3,12	-4,79; 7,45	1,4	3,89	-6,24; 9,00	0,05
	54%	0,7	2,63	-4,50; 5,82	1,3	3,55	-5,60; 8,30	0,69
	53%	0,6	2,28	-3,84; 5,11	1,0	2,57	-4,07; 6,02	0,34
	52%	0,4	1,84	-3,19; 4,02	1,0	2,11	-3,10; 5,16	0,62
	51%	0,4	1,73	-2,94; 3,84	0,9	1,41	-1,83; 3,71	0,50
	49%	-0,3	1,45	-3,18; 2,52	-0,4	0,51	-1,41; 0,59	0,08
	48%	-0,7	2,01	-4,62; 3,28	-0,1	0,58	-1,27; 1,01	0,54
	47%	-0,7	2,39	-5,36; 4,02	0,1	0,61	-1,15; 1,25	0,72
	46%	-0,6	2,59	-5,69; 4,44	0,1	1,29	-2,46; 2,61	0,70
	45%	-0,6	3,30	-7,09; 5,83	0,4	1,56	-2,65; 3,45	1,03
	44%	-0,8	3,23	-7,14; 5,52	0,5	2,21	-3,81; 4,86	1,34
	43%	-0,7	4,17	-8,83; 7,51	0,9	2,52	-4,05; 5,85	1,56
	42%	0,0	5,07	-9,97; 9,90	1,2	2,93	-4,55; 6,93	1,22
	41%	0,1	6,14	-11,97; 12,10	1,2	3,58	-5,79; 8,24	1,16
	40%	0,7	6,83	-12,64; 14,13	1,5	4,00	-6,37; 9,29	0,71

^a MD%: *Mean percentage difference* – Průměrná procentuální odchylka

^b 95%LA: *Limits of agreement* – interval spolehlivosti – horní a dolní limit

* signifikantní na $\alpha = 0,05$, ANOVA s opakovanými měřeními

** signifikantní na $\alpha = 0,001$

Tab 11: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – ženy

	% BML	MAD% ^a starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
CA	60%	9,3	5,32	6,4	3,68
	59%	8,6	4,84	5,8	3,72
	58%	7,7	4,08	4,6	3,25
	57%	6,7	3,77	4,8	3,00
	56%	5,8	3,29	5,6	3,41
	55%	5,3	2,97	4,5	2,66
	54%	4,1	2,18	3,7	2,09
	53%	3,2	1,79	2,8	1,56
	52%	2,5	1,51	2,5	1,02
	51%	1,9	1,48	1,6	0,86
	49%	1,5	1,10	1,3	0,43
	48%	2,3	1,56	1,9	0,80
	47%	3,2	2,13	2,8	0,57
	46%	4,2	2,34	3,9	0,99
	45%	5,4	2,83	4,9	0,91
	44%	6,7	2,85	6,1	1,59
	43%	8,0	3,37	7,1	2,06
	42%	8,7	3,38	8,5	2,00
	41%	10,2	4,03	10,1	1,85
	40%	11,3	4,36	11,4	2,05
I _{A-P}	60%	8,3	5,14	5,2	5,49
	59%	7,5	4,97	4,8	5,16
	58%	6,5	4,72	3,7	4,50
	57%	5,3	3,65	3,5	3,85
	56%	4,0	3,30	5,2	4,25
	55%	3,5	3,06	4,8	3,06
	54%	2,8	2,28	4,2	3,45
	53%	2,4	1,90	3,1	2,53
	52%	2,0	1,17	2,6	2,56
	51%	1,5	1,26	1,5	1,62
	49%	1,4	1,06	0,6	0,48
	48%	2,0	1,51	1,4	0,49
	47%	2,6	1,79	1,4	0,83
	46%	2,8	2,29	2,3	1,31
	45%	3,3	2,81	2,9	1,71
	44%	3,6	2,74	3,3	2,07
	43%	4,3	3,50	3,8	2,15
	42%	5,0	3,57	3,7	2,31
	41%	6,1	4,04	2,9	2,78
	40%	6,5	4,17	2,9	2,34

	% BML	MAD% starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
I _{M-L}	60%	7,5	5,13	6,7	2,89
	59%	6,3	4,93	6,5	2,04
	58%	5,3	4,46	5,2	2,03
	57%	4,6	3,79	4,7	1,70
	56%	3,6	3,15	4,3	2,17
	55%	2,9	2,83	3,3	1,44
	54%	2,5	2,01	2,9	1,38
	53%	2,2	1,77	2,0	1,06
	52%	1,9	1,33	1,9	0,66
	51%	1,5	1,36	1,5	0,77
	49%	1,3	0,96	0,9	0,68
	48%	2,0	1,44	0,8	0,49
	47%	2,3	1,80	1,3	1,10
	46%	2,7	2,08	1,9	0,98
	45%	3,8	2,83	2,3	1,80
	44%	4,2	2,90	3,3	2,09
	43%	4,9	3,44	3,9	2,36
	42%	6,1	3,71	4,6	2,73
	41%	7,3	4,31	5,5	3,48
	40%	8,2	4,76	6,2	4,15
J	60%	6,1	4,71	5,6	3,31
	59%	5,2	4,00	5,2	3,51
	58%	4,6	3,28	4,1	2,98
	57%	3,6	2,83	3,5	2,57
	56%	2,9	2,39	4,1	2,67
	55%	2,5	2,33	3,4	2,27
	54%	2,2	1,63	3,0	2,34
	53%	1,8	1,51	2,2	1,71
	52%	1,6	0,94	2,0	1,25
	51%	1,3	1,19	1,5	0,79
	49%	1,2	0,90	0,6	0,31
	48%	1,7	1,23	0,5	0,34
	47%	1,9	1,55	0,5	0,32
	46%	2,1	1,65	1,1	0,74
	45%	2,7	1,99	1,3	0,93
	44%	2,7	1,96	2,1	0,90
	43%	3,2	2,73	2,3	1,45
	42%	4,1	2,95	2,5	1,87
	41%	5,1	3,45	3,2	1,94
	40%	5,9	3,47	3,6	2,31

^a MAD%: *Mean percentage absolute difference* – Průměrná procentuální absolutní odchylka

Tab 12: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – ženy

	Starší období					Mladší období				
	MAR ^a (%BML)		MAR (mm)			MAR (%BML)		MAR (mm)		
	proximálně	distálně	proximálně	distálně	Rozsah ^b	proximálně	distálně	proximálně	distálně	Rozsah
CA	54	46	16	16	32	58	45	32	20	52
I _{A-P}	56	42	24	31	55	59	40	36	40	76
I _{M-L}	57	43	28	28	56	57	42	28	32	60
J	58	41	31	35	66	58	40	32	40	72

^a MAR: *Mean accuracy range* – Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) – v % BML kosti nebo v mm

^b rozsah: součet vzdáleností v mm od reálného středu kosti proximálním a distálním směrem, ve kterém můžeme hledat 50% BML kosti

Tab 13: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro holenní kost mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

	% BML	MD% ^a starší období	SD starší období	95%LA ^b starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
CA	60%	0,4	4,33	-10,26; 7,63	2,1	4,85	-8,08; 8,88	1,68
	59%	0,4	3,91	-8,94; 6,84	1,7	4,89	-7,27; 8,06	1,30
	58%	-0,6	3,66	-7,75; 6,62	1,7	4,30	-7,75; 6,62	2,22
	57%	0,5	3,10	-6,35; 6,36	1,1	4,33	-5,56; 6,59	0,61
	56%	-0,2	3,32	-7,35; 5,62	0,6	4,27	-6,75; 6,28	0,88
	55%	-0,4	2,91	-5,98; 4,47	0,6	3,64	-6,09; 5,34	1,00
	54%	-0,3	2,33	-4,81; 3,88	0,2	3,24	-4,86; 4,28	0,46
	53%	-0,3	2,45	-5,26; 4,15	-0,1	3,05	-5,13; 4,49	0,27
	52%	-0,2	2,16	-4,46; 3,99	-0,9	2,00	-4,46; 3,99	0,70
	51%	-0,3	2,23	-4,85; 4,39	-0,1	1,53	-4,65; 4,08	0,15
	49%	-0,1	1,76	-3,25; 2,99	0,3	1,47	-3,53; 3,38	0,40
	48%	-0,2	1,97	-3,78; 3,38	0,1	1,24	-4,04; 3,67	0,27
	47%	-1,1**	1,92	-4,89; 3,15	-0,5	1,19	-4,87; 2,66	0,62
	46%	-1,5*	3,02	-7,56; 4,85	-0,9*	1,75	-7,45; 4,40	0,64
	45%	-2,2**	2,93	-8,32; 4,72	-1,7**	1,85	-7,92; 3,57	0,45
	44%	-3,0**	3,33	-9,67; 4,94	-1,9*	2,52	-9,53; 3,53	1,05
	43%	-3,4**	3,77	-10,95; 5,12	-3,1**	2,41	-10,82; 3,98	0,37
	42%	-3,6**	4,66	-12,72; 5,54	-3,6**	3,21	-12,72; 5,54	0,02
	41%	-5,4**	3,54	-13,59; 5,69	-4,2**	3,82	-12,33; 1,54	1,19
	40%	-6,2**	3,49	-14,66; 5,67	-4,9**	4,04	-13,05; 0,62	1,35
I _{A-P}	60%	23,0**	6,57	-28,38; 51,66	28,1**	7,73	10,14; 35,91	5,07*
	59%	20,4**	5,81	-25,47; 46,02	24,4**	7,43	9,03; 31,81	3,97*
	58%	17,9**	5,38	-22,84; 41,84	21,6**	6,08	7,37; 28,44	3,64*
	57%	15,6**	5,07	-19,98; 35,85	18,5**	5,42	5,62; 25,49	2,96
	56%	13,0**	4,42	-18,43; 30,76	15,5**	4,77	4,33; 21,67	2,51
	55%	10,9**	3,33	-15,08; 25,17	12,6**	3,84	4,35; 17,41	1,68
	54%	8,9**	3,05	-12,12; 20,75	9,3**	3,65	2,90; 14,84	0,44
	53%	6,7**	2,87	-9,62; 15,87	6,3**	3,43	1,05; 12,30	0,41
	52%	4,4**	2,04	-5,94; 10,20	3,2**	2,72	0,39; 8,36	1,14
	51%	2,2**	1,60	-3,34; 5,46	1,9**	1,75	-0,93; 5,36	0,36
	49%	-2,6**	1,43	-7,02; 4,10	-1,9**	0,93	-5,41; 0,19	0,69*
	48%	-5,1**	1,90	-12,24; 6,59	-4,4**	1,41	-8,79; -1,35	0,71
	47%	-7,9**	2,12	-18,07; 9,34	-7,0**	1,68	-12,07; -3,76	0,88
	46%	-10,3**	2,64	-23,18; 11,68	-9,4**	1,87	-15,49; -5,12	0,89
	45%	-12,9**	3,03	-28,90; 14,81	-12,0**	2,00	-18,83; -6,95	0,93
	44%	-15,3**	3,22	-33,67; 16,77	-14,1**	2,45	-21,59; -8,97	1,14
	43%	-17,4**	4,12	-39,23; 19,67	-16,4**	2,95	-25,47; -9,33	1,01
	42%	-19,7**	4,24	-44,29; 22,45	-18,2**	3,51	-28,04; -11,42	1,51
	41%	-21,9**	4,54	-49,70; 26,19	-19,9**	4,26	-30,80; -13,01	1,96
	40%	-23,9**	4,65	-54,39; 29,38	-21,9**	4,21	-32,99; -14,78	1,98

	% BML	MD% starší období	SD starší období	95%LA starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
I _{M-L}	60%	8,6**	7,66	-14,58; 24,60	11,1**	8,69	-6,37; 23,66	2,49
	59%	7,4**	7,01	-12,89; 21,15	8,9**	7,73	-6,38; 21,10	1,59
	58%	5,9**	6,59	-11,63; 18,67	7,2**	6,55	-7,03; 18,81	1,29
	57%	4,9**	5,74	-9,74; 15,74	5,7**	6,36	-6,33; 16,19	0,82
	56%	3,5**	5,39	-9,11; 13,36	4,5*	6,01	-7,08; 14,06	1,05
	55%	2,2*	4,86	-8,19; 10,64	3,3*	5,57	-7,33; 11,72	1,11
	54%	1,4*	3,71	-6,62; 7,87	2,0	4,58	-5,87; 8,67	0,58
	53%	0,7	2,93	-5,37; 5,59	1,1	4,15	-5,08; 6,43	0,43
	52%	0,3	2,69	-4,72; 4,17	-0,1	2,75	-5,00; 5,55	0,38
	51%	-0,1	1,79	-3,55; 3,34	0,4	1,49	-3,58; 3,45	0,43
	49%	-0,6	1,83	-4,21; 3,14	0,2	2,05	-4,17; 3,01	0,81
	48%	-1,0*	2,16	-5,89; 4,92	-0,1	2,58	-5,27; 3,21	0,95
	47%	-1,8**	2,71	-7,56; 5,04	-0,6	3,09	-7,14; 3,49	1,20
	46%	-2,6**	3,97	-10,83; 7,10	-1,1	3,78	-10,42; 5,13	1,51
	45%	-3,1**	4,23	-12,30; 8,00	-1,7	4,30	-11,40; 5,16	1,43
	44%	-3,8**	4,52	-13,70; 8,79	-1,8	4,99	-12,68; 5,03	2,06
	43%	-4,5**	5,01	-15,63; 10,58	-2,6*	5,12	-14,28; 5,37	1,85
	42%	-5,3**	5,55	-17,60; 11,78	-2,9*	6,02	-16,15; 5,60	2,36
	41%	-6,0**	5,94	-19,73; 14,14	-3,1	7,05	-17,66; 5,61	2,88
	40%	-6,6**	6,02	-20,50; 14,49	-3,8	7,99	-18,43; 5,15	2,88
J	60%	17,7**	5,51	-21,61; 39,96	21,2**	6,82	6,90; 28,48	3,56
	59%	15,6**	4,86	-19,21; 35,20	18,2**	6,45	6,04; 25,11	2,59
	58%	13,5**	4,69	-17,19; 31,25	15,8**	5,30	4,27; 22,66	2,30
	57%	11,6**	4,18	-14,67; 26,91	13,4**	4,87	3,42; 19,82	1,77
	56%	9,5**	3,75	-13,47; 22,82	11,1**	4,53	2,13; 16,82	1,65
	55%	7,7**	2,85	-10,95; 18,24	8,9**	3,78	2,10; 13,28	1,17
	54%	6,1**	2,51	-8,89; 14,80	6,4**	3,38	1,19; 11,02	0,29
	53%	4,5**	2,27	-6,99; 11,01	4,2**	3,22	0,00; 8,90	0,23
	52%	2,8**	1,90	-4,62; 7,11	1,9**	2,33	-0,87; 6,56	0,93
	51%	1,4**	1,54	-2,83; 4,08	1,3**	1,46	-1,64; 4,39	0,11
	49%	-1,9**	1,44	-5,51; 3,28	-1,1**	1,24	-4,68; 0,96	0,77
	48%	-3,6**	1,73	-9,06; 5,10	-2,7**	1,61	-6,97; -0,19	0,88
	47%	-5,7**	1,98	-13,11; 6,66	-4,6**	1,82	-9,54; -1,79	1,11*
	46%	-7,5**	2,85	-17,27; 8,63	-6,2**	2,10	-13,07; -1,88	1,27
	45%	-9,3**	3,20	-21,35; 10,87	-8,0**	2,35	-15,56; -3,01	1,31
	44%	-11,1**	3,43	-24,97; 12,46	-9,3**	2,81	-17,78; -4,33	1,71*
	43%	-12,6**	3,89	-29,13; 14,90	-11,1**	3,17	-20,23; -4,99	1,55
	42%	-14,4**	3,99	-32,82; 16,90	-12,3**	3,97	-22,21; -6,58	2,07
	41%	-16,0**	4,09	-36,99; 20,07	-13,5**	4,81	-24,06; -8,01	2,55
	40%	-17,5**	4,10	-40,32; 22,31	-14,9**	5,18	-25,57; -9,48	2,59

^a MD%: Mean percentage difference – Průměrná procentuální odchylka

^b 95%LA: Limits of agreement – interval spolehlivosti – horní a dolní limit

* signifikantní na $\alpha = 0,05$, ANOVA s opakovanými měřeními

** signifikantní na $\alpha = 0,001$

Tab 14: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro holenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

	% BML	MAD% ^a starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
CA	60%	3,4	2,67	4,3	3,10
	59%	3,2	2,22	4,1	3,17
	58%	2,7	2,55	3,7	2,71
	57%	2,4	2,02	3,6	2,63
	56%	2,6	2,10	3,5	2,53
	55%	2,2	1,91	2,7	2,52
	54%	1,9	1,31	2,4	2,23
	53%	1,8	1,70	2,2	2,15
	52%	1,5	1,56	1,7	1,43
	51%	1,7	1,45	1,2	0,94
	49%	1,3	1,15	1,1	1,03
	48%	1,5	1,29	0,9	0,86
	47%	1,7	1,39	1,0	0,78
	46%	2,6	2,17	1,6	1,13
	45%	2,9	2,27	2,0	1,61
	44%	3,8	2,37	2,4	2,08
	43%	4,3	2,80	3,4	1,89
	42%	5,1	2,92	4,2	2,25
	41%	5,8	2,75	5,0	2,66
	40%	6,5	2,99	5,7	2,83
I _{A-P}	60%	23,0	6,57	28,1	7,73
	59%	20,4	5,81	24,4	7,43
	58%	17,9	5,38	21,6	6,08
	57%	15,6	5,07	18,5	5,42
	56%	13,0	4,42	15,5	4,77
	55%	10,9	3,33	12,6	3,84
	54%	8,9	3,05	9,3	3,65
	53%	6,8	2,60	6,6	2,73
	52%	4,5	1,68	4,1	1,75
	51%	2,3	1,45	2,3	1,10
	49%	2,7	1,31	1,9	0,93
	48%	5,1	1,90	4,4	1,41
	47%	7,9	2,12	7,0	1,68
	46%	10,3	2,64	9,4	1,87
	45%	12,9	3,03	12,0	2,00
	44%	15,3	3,22	14,1	2,45
	43%	17,4	4,12	16,4	2,95
	42%	19,7	4,24	18,2	3,51
	41%	21,9	4,54	19,9	4,26
	40%	23,9	4,65	21,9	4,21

	% BML	MAD% starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
I _{M-L}	60%	9,7	6,23	12,5	6,50
	59%	8,4	5,69	10,5	5,36
	58%	7,5	4,75	8,7	4,38
	57%	6,5	3,97	7,4	4,36
	56%	5,2	3,76	6,3	4,07
	55%	4,3	3,19	5,3	3,75
	54%	3,1	2,45	4,0	3,00
	53%	2,4	1,86	3,2	2,84
	52%	2,2	1,56	2,0	1,90
	51%	1,4	1,10	1,3	0,86
	49%	1,5	1,23	1,4	1,50
	48%	1,9	1,46	1,9	1,80
	47%	2,7	1,87	2,4	2,00
	46%	3,9	2,79	3,4	2,07
	45%	4,1	3,34	3,7	2,74
	44%	4,6	3,74	4,5	2,75
	43%	5,3	4,07	4,3	3,84
	42%	6,2	4,43	4,7	4,74
	41%	6,8	5,02	5,8	5,03
	40%	7,5	4,91	6,7	5,70
J	60%	17,7	5,51	21,2	6,82
	59%	15,6	4,86	18,2	6,45
	58%	13,5	4,69	15,8	5,30
	57%	11,6	4,18	13,4	4,87
	56%	9,5	3,75	11,1	4,53
	55%	7,7	2,85	9,1	3,14
	54%	6,1	2,51	6,7	2,77
	53%	4,6	1,84	4,7	2,37
	52%	3,1	1,53	2,8	1,46
	51%	1,7	1,15	1,7	0,93
	49%	2,0	1,24	1,5	0,78
	48%	3,6	1,69	2,9	1,25
	47%	5,7	1,98	4,6	1,82
	46%	7,5	2,85	6,2	2,10
	45%	9,3	3,20	8,0	2,35
	44%	11,1	3,43	9,3	2,81
	43%	12,6	3,89	11,1	3,17
	42%	14,4	3,99	12,3	3,97
	41%	16,0	4,09	13,5	4,81
	40%	17,5	4,10	14,9	5,18

^a MAD%: *Mean percentage absolute difference* – Průměrná procentuální absolutní odchylka

Tab 15: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro holenní kosti mladšího a staršího období – sloučená pohlaví

	Starší období					Mladší období				
	MAR ^a (%BML)		MAR (mm)		Rozsah ^b	MAR (%BML)		MAR (mm)		Rozsah
	proximálně	distálně	proximálně	distálně		proximálně	distálně	proximálně	distálně	
CA	60	42	36	29	65	60	41	36	32	68
I _{A-P}	52	49	7	4	11	52	48	7	7	14
I _{M-L}	56	44	22	22	44	54	41	14	32	46
J	53	48	11	7	18	53	47	11	11	22

^a MAR: *Mean accuracy range* – Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) – v % BML kosti nebo v mm

^b rozsah: součet vzdáleností v mm od reálného středu kosti proximálním a distálním směrem, ve kterém můžeme hledat 50% BML kosti

Tab 16: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro holenní kost mladšího a staršího období – muži

	% BML	MD% ^a starší období	SD starší období	95%LA ^b starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
CA	60%	-0,8	4,03	-8,66; 7,14	1,2	4,14	-6,92; 9,31	1,95
	59%	-0,6	4,08	-8,55; 7,44	0,9	4,82	-8,52; 10,37	1,48
	58%	-0,7	3,69	-7,98; 6,49	1,0	4,20	-7,21; 9,27	1,77
	57%	-0,4	3,09	-6,46; 5,67	0,4	4,49	-8,43; 9,16	0,76
	56%	-0,4	3,05	-6,38; 5,59	-0,3	4,53	-9,18; 8,58	0,10
	55%	-0,6	2,81	-6,12; 4,88	0,1	3,95	-7,68; 7,81	0,69
	54%	-0,4	2,40	-5,08; 4,33	-0,3	3,61	-7,36; 6,79	0,09
	53%	-0,9	2,30	-5,36; 3,65	-0,3	3,34	-6,90; 6,20	0,51
	52%	-0,7	1,74	-4,11; 2,72	-1,2	2,00	-5,08; 2,77	0,47
	51%	-0,9*	1,57	-3,96; 2,19	-0,1	1,35	-2,73; 2,56	0,80
	49%	-0,3	1,43	-3,05; 2,55	0,8	1,49	-2,16; 3,69	1,02
	48%	-0,3	1,88	-4,00; 3,35	0,1	1,38	-2,65; 2,76	0,38
	47%	-1,5*	2,02	-5,42; 2,51	-0,2	1,12	-2,42; 1,96	1,23*
	46%	-1,7*	2,41	-6,46; 2,98	-0,9	1,89	-4,61; 2,80	0,84
	45%	-2,4**	2,73	-7,78; 2,92	-1,6*	1,87	-5,22; 2,12	0,88
	44%	-2,9**	2,96	-8,66; 2,93	-1,8*	2,75	-7,18; 3,60	1,08
	43%	-3,9**	3,42	-10,58; 2,82	-2,6**	2,49	-7,50; 2,25	1,25
	42%	-4,1**	4,38	-12,69; 4,46	-3,0*	3,30	-9,47; 3,48	1,12
	41%	-5,4**	3,55	-12,40; 1,53	-3,3*	3,86	-10,89; 4,25	2,11
	40%	-6,5**	3,35	-13,10; 0,01	-4,0*	4,21	-12,25; 4,25	2,54
I _{A-P}	60%	22,4**	6,82	9,07; 35,81	26,8*	5,89	15,25; 38,32	4,35
	59%	19,9**	5,85	8,41; 31,33	23,2*	5,98	11,48; 34,93	3,33
	58%	17,8**	5,67	6,64; 28,87	20,6*	5,27	10,27; 30,91	2,84
	57%	15,0**	5,14	4,95; 25,08	17,5*	4,82	8,10; 26,98	2,53
	56%	12,8**	4,33	4,27; 21,26	14,5*	4,75	5,20; 23,83	1,75
	55%	10,9**	3,46	4,10; 17,64	12,0*	3,75	4,69; 19,40	1,17
	54%	8,8**	3,00	2,94; 14,70	9,1*	3,19	2,84; 15,33	0,27
	53%	6,2**	3,18	0,00; 12,45	6,3*	2,62	1,18; 11,46	0,10
	52%	3,9**	2,15	-0,31; 8,12	3,5*	1,71	0,14; 6,83	0,42
	51%	1,6**	1,25	-0,80; 4,09	2,1*	0,99	0,12; 4,00	0,41
	49%	-2,8**	1,47	-5,70; 0,04	-1,8*	0,99	-3,70; 0,19	1,08*
	48%	-5,4**	2,08	-9,48; -1,34	-4,4*	1,55	-7,41; -1,32	1,04
	47%	-8,3**	2,08	-12,34; -4,20	-7,1*	1,58	-10,24; -4,06	1,12
	46%	-10,7**	2,74	-16,03; -5,28	-9,7*	1,73	-13,06; -6,28	0,98
	45%	-13,3**	3,29	-19,76; -6,85	-12,1*	1,78	-15,57; -8,61	1,22
	44%	-15,3**	3,53	-22,20; -8,36	-14,2*	2,31	-18,75; -9,69	1,06
	43%	-17,6**	4,82	-27,02; -8,13	-16,2*	2,86	-21,84; -10,62	1,34
	42%	-19,8**	5,15	-29,89; -9,69	-18,0*	3,75	-25,29; -10,61	1,84
	41%	-21,8**	5,55	-32,65; -10,89	-19,6*	4,48	-28,40; -10,85	2,15
	40%	-23,9**	5,55	-34,75; -13,00	-21,6*	4,39	-30,17; -12,97	2,30

	% BML	MD% starší období	SD starší období	95%LA starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
I _{M-L}	60%	7,3**	7,76	-7,89; 22,53	9,8**	8,06	-6,01; 25,59	2,47
	59%	6,0**	7,02	-7,70; 19,80	8,1**	7,49	-6,63; 22,75	2,01
	58%	4,9*	6,66	-8,15; 17,95	6,5**	6,31	-5,83; 18,91	1,64
	57%	3,6*	5,86	-7,88; 15,08	5,0*	6,54	-7,85; 17,78	1,37
	56%	2,7*	5,79	-8,63; 14,07	3,8	6,42	-8,80; 16,37	1,06
	55%	1,4	5,00	-8,39; 11,22	2,6	6,02	-9,24; 14,36	1,14
	54%	0,7	3,95	-7,02; 8,47	1,2	4,88	-8,38; 10,74	0,46
	53%	-0,4	3,05	-6,35; 5,60	0,5	4,52	-8,34; 9,37	0,88
	52%	-0,5	2,70	-5,83; 4,75	-0,3	3,01	-6,22; 5,58	0,22
	51%	-0,7	1,66	-3,96; 2,54	0,2	1,61	-2,91; 3,41	0,96
	49%	-0,8	1,92	-4,54; 3,00	0,7	2,22	-3,65; 5,07	1,48
	48%	-1,1*	1,99	-4,97; 2,81	0,1	2,68	-5,19; 5,32	1,15
	47%	-2,0*	2,88	-7,67; 3,64	0,0	2,92	-5,77; 5,69	1,98
	46%	-3,1**	4,09	-11,15; 4,90	-0,7	3,68	-7,90; 6,54	2,44
	45%	-3,7**	4,74	-13,00; 5,59	-1,0	4,06	-9,02; 6,92	2,66
	44%	-4,1**	5,10	-14,11; 5,88	-1,0	4,97	-10,74; 8,76	3,12
	43%	-5,5**	5,48	-16,21; 5,27	-1,6	4,53	-10,52; 7,24	3,83*
	42%	-6,1**	6,19	-18,23; 6,03	-1,9	5,30	-12,27; 8,52	4,22*
	41%	-7,1**	6,52	-19,91; 5,65	-2,0	5,97	-13,72; 9,69	5,12*
	40%	-7,8**	6,16	-19,83; 4,32	-2,7	6,78	-16,03; 10,54	5,01*
J	60%	16,9**	5,53	6,05; 27,73	20,2**	5,85	8,70; 31,64	3,28
	59%	14,8**	4,92	5,18; 24,45	17,3**	5,83	5,88; 28,73	2,49
	58%	13,1**	4,87	3,50; 22,61	15,1**	4,95	5,41; 24,83	2,06
	57%	10,8**	4,18	2,65; 19,04	12,6**	4,67	3,50; 21,80	1,80
	56%	9,1**	3,78	1,70; 16,50	10,4**	4,72	1,10; 19,61	1,25
	55%	7,4**	2,84	1,85; 12,98	8,4**	4,04	0,45; 16,29	0,95
	54%	5,8**	2,52	0,92; 10,78	6,0**	3,38	-0,60; 12,67	0,19
	53%	3,8**	2,50	-1,11; 8,69	4,1**	3,14	-2,07; 10,24	0,30
	52%	2,3**	1,95	-1,56; 6,07	2,0*	2,00	-1,90; 5,94	0,24
	51%	0,8*	1,24	-1,67; 3,21	1,4**	1,13	-0,85; 3,56	0,59
	49%	-2,1**	1,56	-5,12; 1,00	-0,8*	1,34	-3,44; 1,81	1,24*
	48%	-3,8**	1,87	-7,47; -0,14	-2,7**	1,77	-6,14; 0,81	1,14
	47%	-6,0**	2,16	-10,19; -1,74	-4,4**	1,73	-7,81; -1,04	1,54*
	46%	-7,9**	3,01	-13,78; -1,96	-6,2**	2,04	-10,22; -2,23	1,64
	45%	-9,8**	3,68	-16,97; -2,53	-7,9**	2,16	-12,11; -3,65	1,87
	44%	-11,1**	3,94	-18,86; -3,42	-9,2**	2,79	-14,64; -3,71	1,97
	43%	-13,1**	4,57	-22,02; -4,11	-10,7**	2,99	-16,54; -4,82	2,39
	42%	-14,7**	4,81	-24,11; -5,25	-11,8**	3,98	-19,64; -4,04	2,84
	41%	-16,3**	4,89	-25,89; -6,72	-12,9**	4,70	-22,15; -3,72	3,37
	40%	-17,9**	4,67	-27,02; -8,70	-14,4**	5,00	-24,20; -4,61	3,46

^a MD%: *Mean percentage difference* – Průměrná procentuální odchylka

^b 95%LA: *Limits of agreement* – interval spolehlivosti – horní a dolní limit

* signifikantní na $\alpha = 0,05$, ANOVA s opakovanými měřeními

** signifikantní na $\alpha = 0,001$

Tab 17: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro holenní kosti mladšího a staršího období – muži

	% BML	MAD% ^a starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
CA	60%	3,4	2,28	3,5	2,56
	59%	3,4	2,35	3,7	3,20
	58%	2,7	2,60	3,3	2,78
	57%	2,2	2,16	3,5	2,87
	56%	2,4	1,98	3,6	2,75
	55%	2,3	1,74	2,8	2,82
	54%	2,0	1,43	2,6	2,57
	53%	1,8	1,61	2,2	2,55
	52%	1,4	1,22	1,8	1,50
	51%	1,6	0,88	1,1	0,81
	49%	1,3	0,59	1,2	1,15
	48%	1,5	1,15	1,0	0,96
	47%	1,9	1,56	1,0	0,62
	46%	2,5	1,68	1,8	1,08
	45%	2,8	2,34	1,9	1,54
	44%	3,4	2,36	2,5	2,17
	43%	4,4	2,68	3,1	1,82
	42%	5,1	3,25	3,9	2,07
	41%	5,6	3,23	4,5	2,42
	40%	6,6	3,19	5,1	2,71
I _{A-P}	60%	22,4	6,82	26,8	5,89
	59%	19,9	5,85	23,2	5,98
	58%	17,8	5,67	20,6	5,27
	57%	15,0	5,14	17,5	4,82
	56%	12,8	4,33	14,5	4,75
	55%	10,9	3,46	12,0	3,75
	54%	8,8	3,00	9,1	3,19
	53%	6,4	2,75	6,3	2,62
	52%	4,2	1,58	3,5	1,71
	51%	1,8	1,04	2,1	0,99
	49%	2,8	1,47	1,8	0,99
	48%	5,4	2,08	4,4	1,55
	47%	8,3	2,08	7,1	1,58
	46%	10,7	2,74	9,7	1,73
	45%	13,3	3,29	12,1	1,78
	44%	15,3	3,53	14,2	2,31
	43%	17,6	4,82	16,2	2,86
	42%	19,8	5,15	18,0	3,75
	41%	21,8	5,55	19,6	4,48
	40%	23,9	5,55	21,6	4,39

	% BML	MAD% starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
I _{M-L}	60%	8,8	6,07	11,5	5,35
	59%	7,2	5,80	10,0	4,68
	58%	6,6	4,91	8,2	3,88
	57%	5,5	4,07	7,2	3,99
	56%	4,9	4,13	6,4	3,89
	55%	4,0	3,32	5,3	3,80
	54%	3,1	2,60	3,7	3,34
	53%	2,4	1,97	3,1	3,28
	52%	2,2	1,64	2,1	2,14
	51%	1,4	1,13	1,4	0,90
	49%	1,5	1,44	1,6	1,68
	48%	1,8	1,43	1,8	2,03
	47%	2,8	2,11	2,1	2,04
	46%	4,1	3,16	3,0	2,18
	45%	4,3	4,21	3,3	2,61
	44%	4,7	4,61	4,4	2,54
	43%	6,0	4,84	3,7	3,05
	42%	7,0	5,11	4,2	3,80
	41%	7,6	6,02	5,0	3,78
	40%	8,2	5,56	5,8	4,45
J	60%	16,9	5,53	20,2	5,85
	59%	14,8	4,92	17,3	5,83
	58%	13,1	4,87	15,1	4,95
	57%	10,8	4,18	12,6	4,67
	56%	9,1	3,78	10,4	4,72
	55%	7,4	2,84	8,7	3,22
	54%	5,8	2,52	6,4	2,50
	53%	4,1	1,85	4,7	2,16
	52%	2,6	1,37	2,5	1,44
	51%	1,2	0,78	1,5	0,85
	49%	2,1	1,50	1,3	0,83
	48%	3,8	1,80	2,9	1,29
	47%	6,0	2,16	4,4	1,73
	46%	7,9	3,01	6,2	2,04
	45%	9,8	3,68	7,9	2,16
	44%	11,1	3,94	9,2	2,79
	43%	13,1	4,57	10,7	2,99
	42%	14,7	4,81	11,8	3,98
	41%	16,3	4,89	12,9	4,70
	40%	17,9	4,67	14,4	5,00

^a MAD%: *Mean percentage absolute difference* – Průměrná procentuální absolutní odchylka

Tab 18: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro holenní kosti mladšího a staršího období – muži

	Starší období					Mladší období				
	MAR ^a (%BML)		MAR (mm)		Rozsah ^b	MAR (%BML)		MAR (mm)		Rozsah
	proximálně	distálně	proximálně	distálně		proximálně	distálně	proximálně	distálně	
CA	60	42	36	29	65	60	41	36	32	68
I _{A-P}	52	49	7	4	11	52	48	7	7	14
I _{M-L}	56	44	22	22	44	54	41	14	32	46
J	53	48	11	7	18	53	47	11	11	22

^a MAR: *Mean accuracy range* – Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) – v % BML kosti nebo v mm

^b rozsah: součet vzdáleností v mm od reálného středu kosti proximálním a distálním směrem, ve kterém můžeme hledat 50% BML kosti

Tab 19: Průměrná procentuální odchylka (MD%) a interval spolehlivosti (LA) pro holenní kost mladšího a staršího období – ženy

	% BML	MD% ^a starší období	SD starší období	95%LA ^b starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
CA	60%	1,8	4,25	-6,51; 10,15	4,1	5,69	-7,00; 15,29	2,32
	59%	1,6	3,35	-5,02; 8,12	3,5	4,60	-5,55; 12,48	1,91
	58%	-0,3	3,62	-7,44; 6,75	3,1	4,17	-5,06; 11,29	3,46
	57%	1,6*	2,72	-3,71; 6,95	2,9	3,31	-3,61; 9,38	1,27
	56%	0,0	3,62	-7,12; 7,05	2,8*	2,42	-1,91; 7,59	2,88
	55%	-0,1	3,01	-5,98; 5,83	1,9	2,29	-2,57; 6,42	2,01
	54%	-0,2	2,24	-4,58; 4,20	1,2	1,73	-2,17; 4,61	1,41
	53%	0,3	2,47	-4,51; 5,19	0,6	2,08	-3,44; 4,72	0,30
	52%	0,3	2,46	-4,49; 5,15	-0,3	1,85	-3,88; 3,36	0,59
	51%	0,5	2,66	-4,75; 5,66	-0,3	1,88	-3,94; 3,41	0,71
	49%	0,1	2,08	-3,94; 4,22	-0,7	0,70	-2,08; 0,66	0,85
	48%	0,0	2,06	-4,06; 4,03	0,2	0,81	-1,42; 1,76	0,19
	47%	-0,7	1,70	-4,00; 2,65	-1,1	1,14	-3,31; 1,16	0,40
	46%	-1,3	3,62	-8,36; 5,83	-0,8	1,35	-3,49; 1,82	0,43
	45%	-1,9*	3,13	-8,01; 4,27	-2,1*	1,74	-5,54; 1,30	0,26
	44%	-3,2*	3,73	-10,47; 4,16	-2,3*	1,83	-5,91; 1,28	0,84
	43%	-2,9*	4,10	-10,89; 5,17	-4,1*	1,89	-7,76; -0,35	1,19
	42%	-3,0*	4,91	-12,57; 6,66	-4,9*	2,51	-9,83; -0,01	1,97
	41%	-5,4**	3,52	-12,25; 1,54	-6,3*	2,79	-11,73; -0,78	0,90
	40%	-5,8**	3,61	-12,90; 1,27	-6,9**	2,71	-12,19; -1,57	1,06
I _{A-P}	60%	23,7**	6,18	11,63; 35,85	31,1**	10,25	11,05; 51,22	7,40
	59%	21,1**	5,70	9,93; 32,26	27,1**	9,46	8,60; 45,70	6,06
	58%	18,1**	4,98	8,32; 27,86	23,8**	7,16	9,75; 37,82	5,69
	57%	16,2**	4,91	6,59; 25,83	20,8**	6,04	8,93; 32,61	4,56
	56%	13,3**	4,51	4,44; 22,14	17,8**	3,93	10,13; 25,55	4,55
	55%	10,9**	3,17	4,68; 17,12	13,8**	3,78	6,36; 21,18	2,87
	54%	8,9**	3,10	2,84; 15,00	9,8*	4,52	0,95; 18,68	0,89
	53%	7,2**	2,33	2,66; 11,79	6,1*	4,80	-3,28; 15,54	1,09
	52%	4,9**	1,72	1,59; 8,31	3,5	4,23	-4,81; 11,75	1,48
	51%	2,9**	1,71	-0,45; 6,27	1,4	2,76	-4,02; 6,78	1,53
	49%	-2,3**	1,33	-4,96; 0,27	-2,3**	0,58	-3,45; -1,19	0,02
	48%	-4,7**	1,55	-7,70; -1,61	-4,4**	1,00	-6,31; -2,39	0,30
	47%	-7,5**	2,09	-11,60; -3,39	-6,8**	1,87	-10,44; -3,10	0,72
	46%	-9,9**	2,45	-14,67; -5,07	-8,8**	2,05	-12,84; -4,81	1,05
	45%	-12,4**	2,58	-17,43; -7,32	-11,6**	2,41	-16,36; -6,92	0,73
	44%	-15,3**	2,79	-20,74; -9,82	-14,0**	2,75	-19,35; -8,56	1,33
	43%	-17,2**	3,04	-23,13; -11,23	-16,7**	3,13	-22,88; -10,62	0,44
	42%	-19,7**	2,73	-25,02; -14,31	-18,9**	2,77	-24,28; -13,43	0,81
	41%	-22,1**	2,84	-27,63; -16,50	-20,7**	3,58	-27,71; -13,67	1,37
	40%	-23,9**	3,22	-30,21; -17,60	-22,7**	3,65	-29,85; -15,52	1,22

	% BML	MD% starší období	SD starší období	95%LA starší období	MD% mladší období	SD mladší období	95%LA mladší období	Rozdíl MD%
I _{M-L}	60%	10,3**	7,22	-3,89; 24,41	14,3*	9,26	-3,88; 32,43	4,02
	59%	9,0**	6,66	-4,09; 22,02	11,0*	7,86	-4,38; 26,43	2,05
	58%	7,1**	6,30	-5,24; 19,45	8,7*	6,84	-4,74; 22,08	1,57
	57%	6,6**	5,15	-3,53; 16,67	7,6*	5,52	-3,24; 18,40	1,01
	56%	4,4**	4,69	-4,77; 13,63	6,3*	4,46	-2,44; 15,04	1,87
	55%	3,1*	4,50	-5,67; 11,97	5,0*	3,81	-2,43; 12,51	1,89
	54%	2,2*	3,20	-4,04; 8,51	3,9*	3,06	-2,13; 9,86	1,63
	53%	2,0**	2,19	-2,33; 6,25	2,5*	2,64	-2,69; 7,68	0,54
	52%	1,3*	2,32	-3,27; 5,82	1,1	1,67	-2,23; 4,34	0,22
	51%	0,7	1,62	-2,46; 3,91	0,6	1,12	-1,55; 2,84	0,08
	49%	-0,3	1,68	-3,64; 2,95	-0,9	0,82	-2,50; 0,72	0,55
	48%	-1,0	2,36	-5,59; 3,66	-0,4	2,31	-4,93; 4,13	0,56
	47%	-1,6*	2,46	-6,41; 3,23	-2,0	3,03	-7,93; 3,95	0,40
	46%	-2,1*	3,72	-9,35; 5,24	-2,2	3,80	-9,64; 5,24	0,14
	45%	-2,4*	3,36	-8,98; 4,18	-3,2	4,46	-11,91; 5,57	0,77
	44%	-3,5**	3,66	-10,64; 3,69	-3,6	4,54	-12,46; 5,32	0,10
	43%	-3,2*	4,05	-11,15; 4,72	-4,9	5,67	-15,98; 6,26	1,64
	42%	-4,3**	4,44	-12,99; 4,44	-5,4	6,82	-18,72; 8,00	1,09
	41%	-4,7**	4,80	-14,08; 4,74	-5,8	8,51	-22,45; 10,92	1,09
	40%	-5,3**	5,54	-16,13; 5,57	-6,1	9,86	-25,48; 13,19	0,87
J	60%	18,7**	5,31	8,25; 29,09	23,8**	8,12	7,86; 39,67	5,10
	59%	16,5**	4,63	7,42; 25,59	20,2**	7,32	5,80; 34,50	3,65
	58%	14,0**	4,41	5,33; 22,60	17,3**	5,76	5,98; 28,55	3,30
	57%	12,6**	3,99	4,75; 20,38	15,1**	4,90	5,51; 24,74	2,56
	56%	9,9**	3,66	2,77; 17,10	12,9**	3,44	6,20; 19,69	3,01
	55%	8,0**	2,83	2,48; 13,56	10,0**	2,75	4,61; 15,40	1,99
	54%	6,4**	2,46	1,60; 11,25	7,3*	3,23	0,93; 13,58	0,83
	53%	5,3**	1,62	2,09; 8,44	4,5*	3,37	-2,07; 11,14	0,73
	52%	3,6**	1,56	0,51; 6,61	2,4	2,95	-3,36; 8,21	1,13
	51%	2,1**	1,54	-0,91; 5,13	1,0	2,03	-2,93; 5,01	1,07
	49%	-1,6**	1,23	-4,03; 0,80	-1,7**	0,58	-2,88; -0,59	0,12
	48%	-3,3**	1,49	-6,22; 0,37	-2,8*	1,15	-5,02; -0,51	0,53
	47%	-5,3**	1,66	-8,55; -2,04	-4,8*	1,98	-8,73; -0,95	0,46
	46%	-7,0**	2,56	-12,01; -1,97	-6,1**	2,23	-10,50; -1,78	0,85
	45%	-8,7**	2,36	-13,35; -4,08	-8,2**	2,73	-13,57; -2,88	0,50
	44%	-10,9**	2,68	-16,20; -5,70	-9,7**	2,81	-15,25; -4,25	1,20
	43%	-12,1**	2,75	-17,44; -6,68	-12,0**	3,40	-18,63; -5,30	0,09
	42%	-14,0**	2,61	-19,17; -8,92	-13,5**	3,70	-20,71; -6,22	0,58
	41%	-15,7**	2,80	-21,20; -10,23	-14,8**	4,83	-24,23; -5,30	0,95
	40%	-17,1**	3,23	-23,44; -10,78	-16,2**	5,40	-26,74; -5,59	0,95

^a MD%: *Mean percentage difference* – Průměrná procentuální odchylka

^b 95%LA: *Limits of agreement* – interval spolehlivosti – horní a dolní limit

* signifikantní na $\alpha = 0,05$, ANOVA s opakovanými měřeními

** signifikantní na $\alpha = 0,001$

Tab 20: Průměrná absolutní procentuální odchylka (MAD%) pro holenní kosti mladšího a staršího období – ženy

	% BML	MAD% ^a starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
CA	60%	3,5	3,07	6,1	3,43
	59%	3,1	2,04	5,0	2,91
	58%	2,6	2,50	4,7	2,25
	57%	2,6	1,81	4,0	1,90
	56%	2,9	2,20	3,2	1,91
	55%	2,2	2,09	2,5	1,62
	54%	1,9	1,14	1,9	0,95
	53%	1,7	1,79	2,1	0,47
	52%	1,6	1,89	1,4	1,21
	51%	1,9	1,91	1,5	1,12
	49%	1,4	1,58	0,8	0,57
	48%	1,5	1,43	0,7	0,49
	47%	1,5	1,10	1,2	1,04
	46%	2,8	2,63	1,1	1,11
	45%	2,9	2,18	2,1	1,74
	44%	4,3	2,28	2,3	1,83
	43%	4,1	2,92	4,1	1,89
	42%	5,2	2,46	4,9	2,51
	41%	6,1	1,96	6,3	2,79
	40%	6,3	2,71	6,9	2,71
I _{A-P}	60%	23,7	6,18	31,1	10,25
	59%	21,1	5,70	27,1	9,46
	58%	18,1	4,98	23,8	7,16
	57%	16,2	4,91	20,8	6,04
	56%	13,3	4,51	17,8	3,93
	55%	10,9	3,17	13,8	3,78
	54%	8,9	3,10	9,8	4,52
	53%	7,2	2,33	7,2	2,85
	52%	4,9	1,72	5,4	0,92
	51%	3,0	1,60	2,9	1,14
	49%	2,5	1,07	2,3	0,58
	48%	4,7	1,55	4,4	1,00
	47%	7,5	2,09	6,8	1,87
	46%	9,9	2,45	8,8	2,05
	45%	12,4	2,58	11,6	2,41
	44%	15,3	2,79	14,0	2,75
	43%	17,2	3,04	16,7	3,13
	42%	19,7	2,73	18,9	2,77
	41%	22,1	2,84	20,7	3,58
	40%	23,9	3,22	22,7	3,65

	% BML	MAD% starší období	SD starší období	MAD% mladší období	SD mladší období
I _{M-L}	60%	10,9	6,24	15,0	8,12
	59%	9,9	5,20	11,9	6,48
	58%	8,4	4,35	9,7	5,21
	57%	7,6	3,53	7,9	5,09
	56%	5,6	3,19	6,3	4,46
	55%	4,6	2,98	5,2	3,65
	54%	3,2	2,26	4,5	1,90
	53%	2,4	1,71	3,4	1,31
	52%	2,2	1,46	1,7	1,09
	51%	1,4	1,05	1,1	0,72
	49%	1,5	0,90	1,0	0,75
	48%	2,1	1,48	2,1	1,08
	47%	2,5	1,51	3,2	1,69
	46%	3,6	2,24	4,1	1,54
	45%	3,8	1,71	4,7	2,77
	44%	4,5	2,28	4,8	3,16
	43%	4,5	2,61	5,5	5,03
	42%	5,3	3,18	6,0	6,24
	41%	5,9	3,20	7,7	6,78
	40%	6,6	3,79	8,9	7,42
J	60%	18,7	5,31	23,8	8,12
	59%	16,5	4,63	20,2	7,32
	58%	14,0	4,41	17,3	5,76
	57%	12,6	3,99	15,1	4,90
	56%	9,9	3,66	12,9	3,44
	55%	8,0	2,83	10,0	2,75
	54%	6,4	2,46	7,3	3,23
	53%	5,3	1,62	4,9	2,78
	52%	3,6	1,56	3,6	1,15
	51%	2,3	1,25	2,0	1,00
	49%	1,9	0,80	1,7	0,58
	48%	3,3	1,49	2,8	1,15
	47%	5,3	1,66	4,8	1,98
	46%	7,0	2,56	6,1	2,23
	45%	8,7	2,36	8,2	2,73
	44%	10,9	2,68	9,7	2,81
	43%	12,1	2,75	12,0	3,40
	42%	14,0	2,61	13,5	3,70
	41%	15,7	2,80	14,8	4,83
	40%	17,1	3,23	16,2	5,40

^a MAD%: *Mean percentage absolute difference* – Průměrná procentuální absolutní odchylka

Tab 21: Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) pro stehenní kosti mladšího a staršího období – ženy

	Starší období					Mladší období				
	MAR ^a (%BML)		MAR (mm)		Rozsah ^b	MAR (%BML)		MAR (mm)		Rozsah
	proximálně	distálně	proximálně	distálně		proximálně	distálně	proximálně	distálně	
CA	60	43	33	23	56	59	42	30	26	56
I _{A-P}	52	48	7	7	14	51	48	3	7	10
I _{M-L}	55	43	16	23	39	54	44	13	20	33
J	52	48	7	7	14	53	47	10	10	20

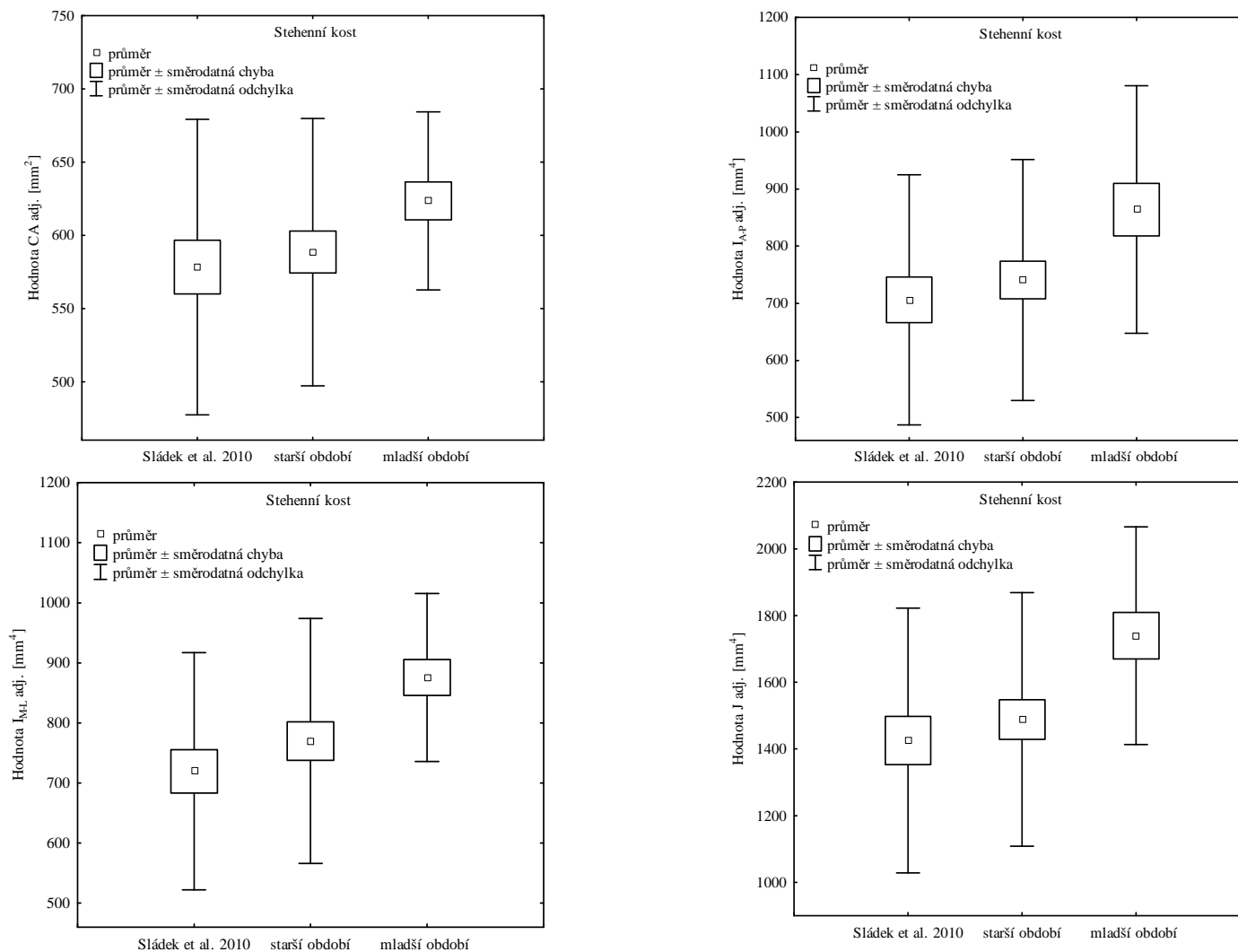
^a MAR: *Mean accuracy range* – Průměrný rozsah spolehlivosti (MAR) – v % BML kosti nebo v mm

^b rozsah: součet vzdáleností v mm od reálného středu kosti proximálním a distálním směrem, ve kterém můžeme hledat 50% BML kosti

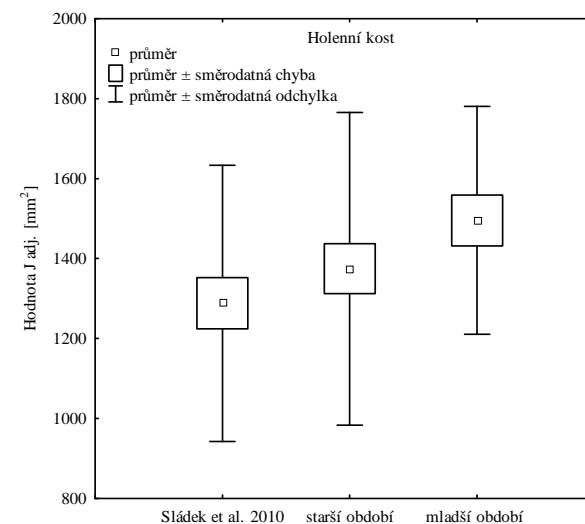
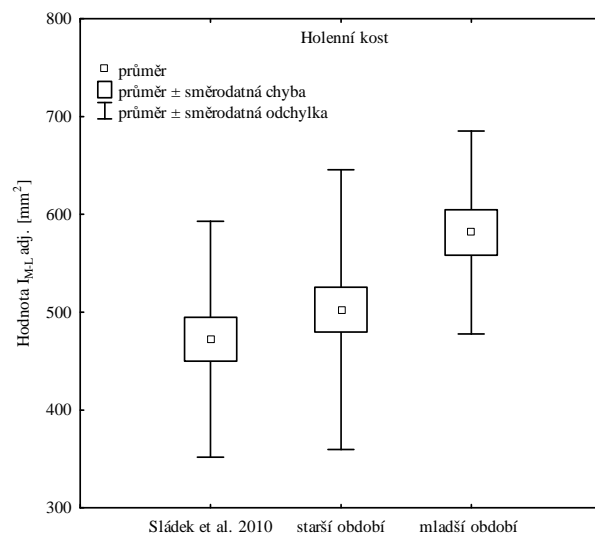
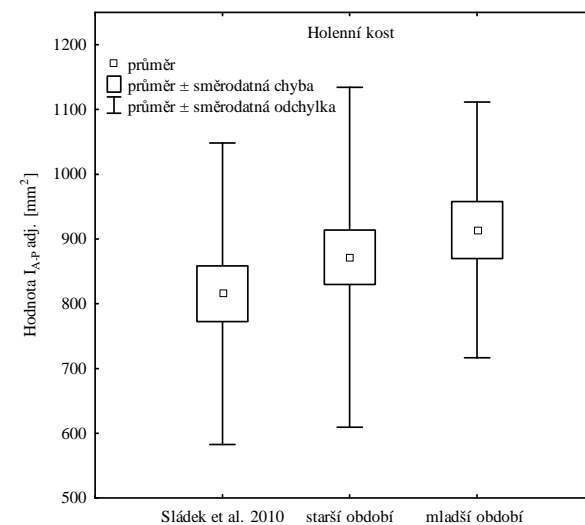
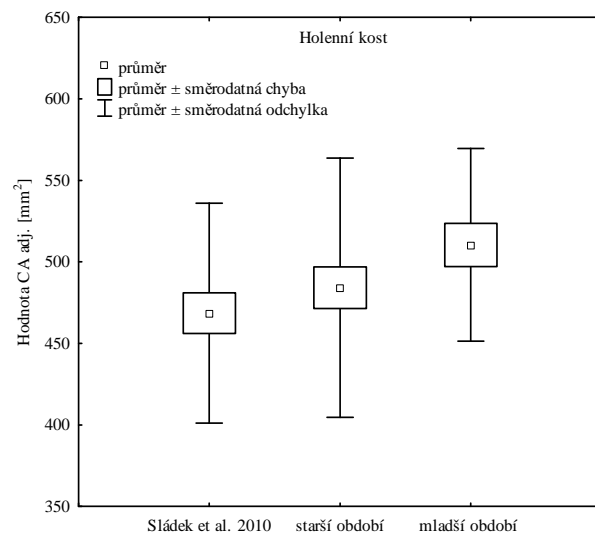
Přílohy: Grafy

- Graf 1: Srovnání hodnot CSG parametrů CA, IA-P, IM-L a J stehenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010), v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím
- Graf 2: Srovnání hodnot CSG parametrů CA, IA-P, IM-L a J holenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010), v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím
- Graf 3: Srovnání rozsahu error range CSG parametrů CA, IA-P, IM-L a J stehenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010), v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím
- Graf 4: Srovnání rozsahu error range CSG parametrů CA, IA-P, IM-L a J holenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010), v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím
- Graf 5: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví
- Graf 6: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen
- Graf 7: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví
- Graf 8: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen
- Graf 9: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví
- Graf 10: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen
- Graf 11: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví
- Graf 12: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen
- Graf 13: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví

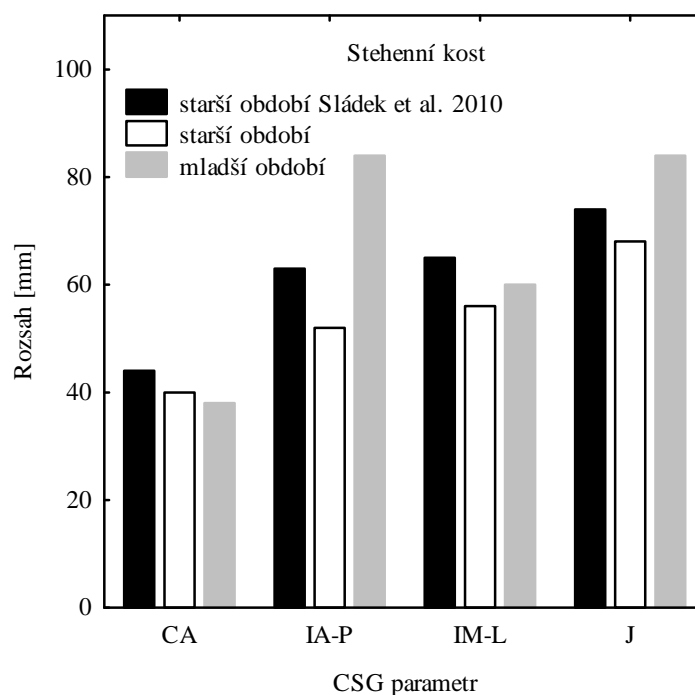
- Graf 14: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen
- Graf 15: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví
- Graf 16: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen
- Graf 17: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví
- Graf 18: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen
- Graf 19: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví
- Graf 20: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



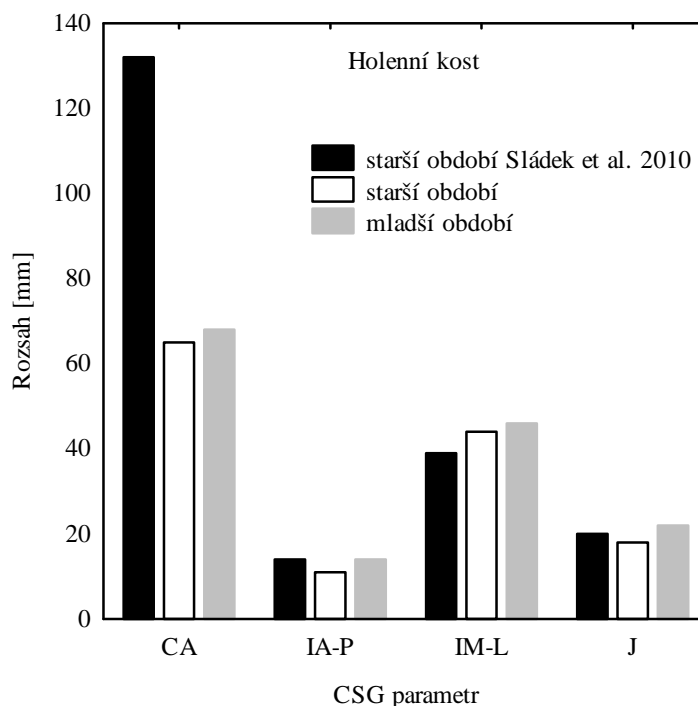
Graf 1: Srovnání hodnot CSG parametrů CA, I_{A-P}, I_{M-L} a J v 50% stehenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010), v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím



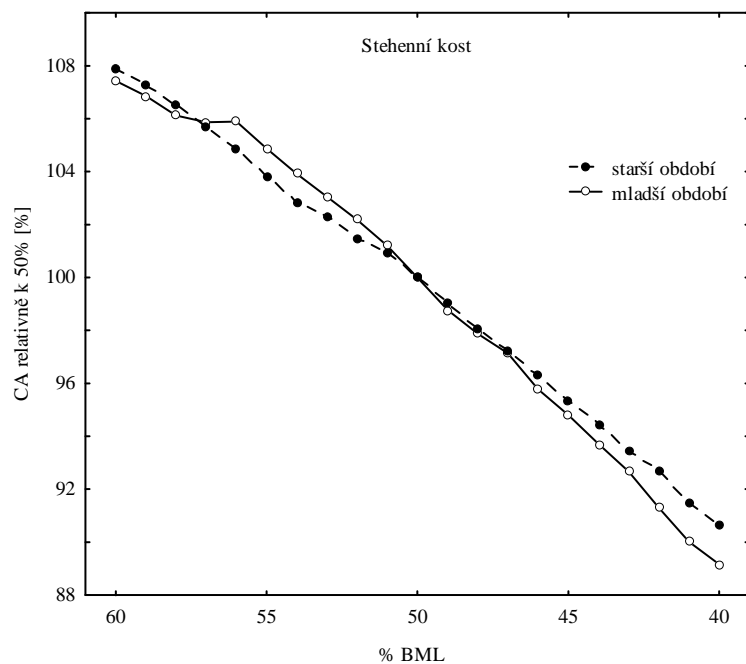
Graf 2: Srovnání hodnot CSG parametrů CA, I_{A-P}, I_{M-L} a J v 50% holenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010), v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím



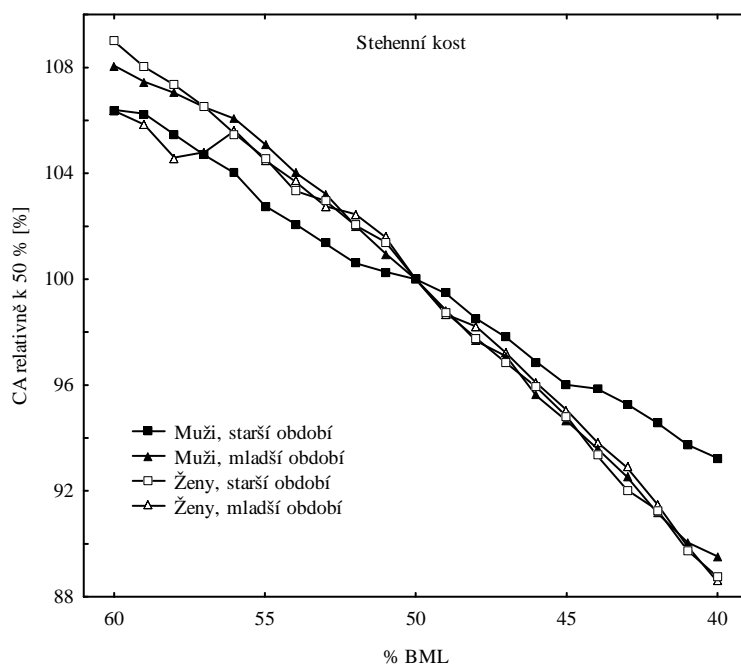
Graf 3: Srovnání rozsahu error range CSG parametrů CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J stehenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010) a v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím



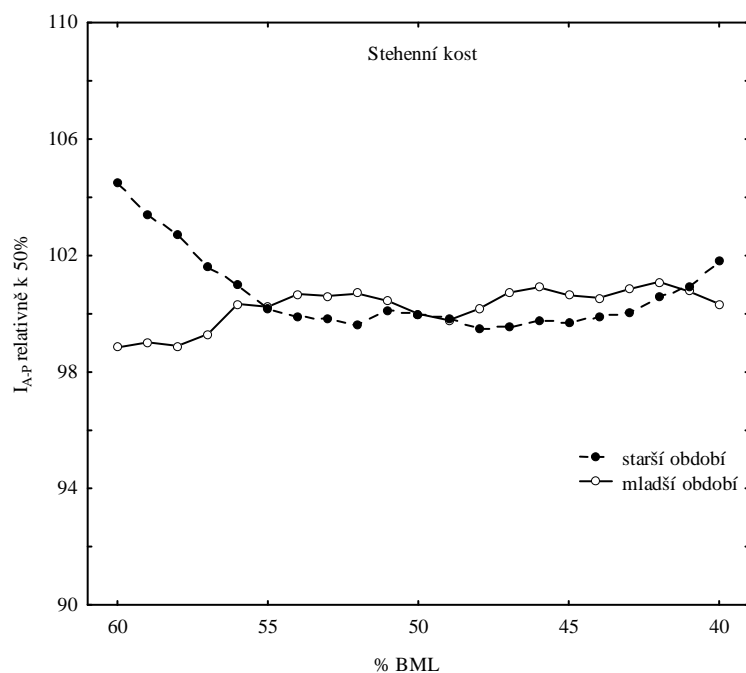
Graf 4: Srovnání rozsahu error range CSG parametrů CA, I_{A-P} , I_{M-L} a J holenní kosti mezi souborem použitým ve studii Sládek et al. (2010), v této diplomové práci použitým starším obdobím a mladším obdobím



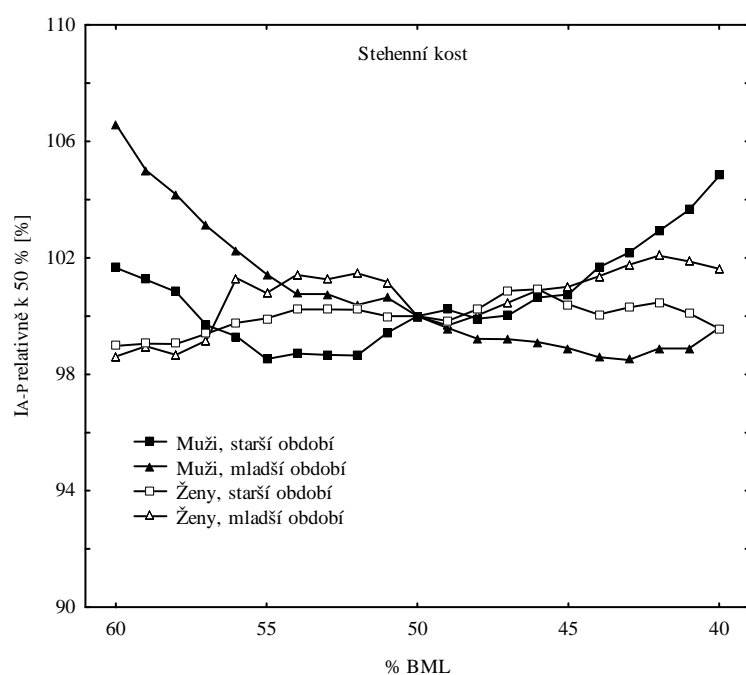
Graf 5: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML s tehenní kosti stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



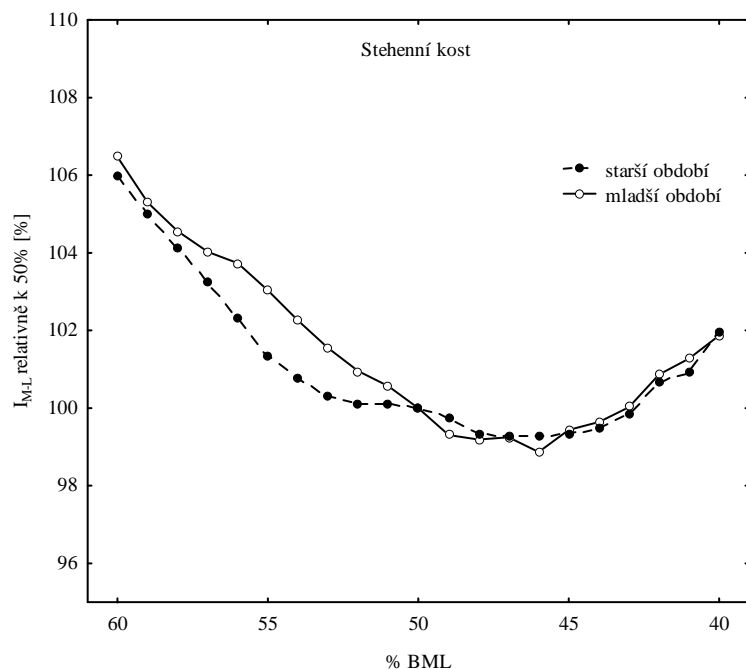
Graf 6: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



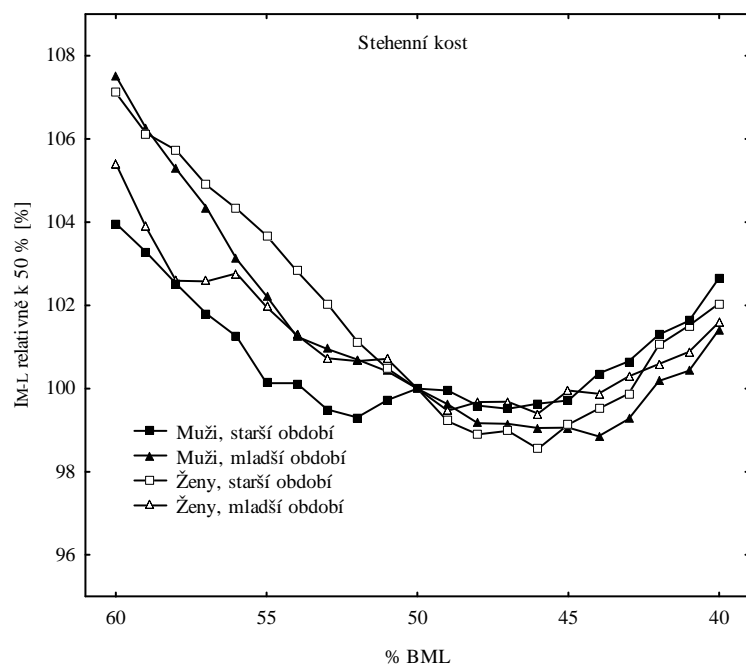
Graf 7: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



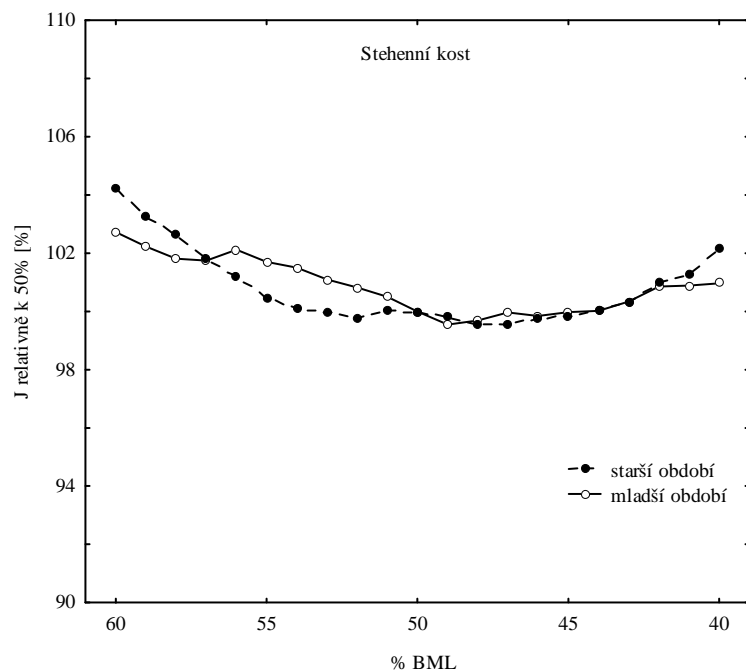
Graf 8: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



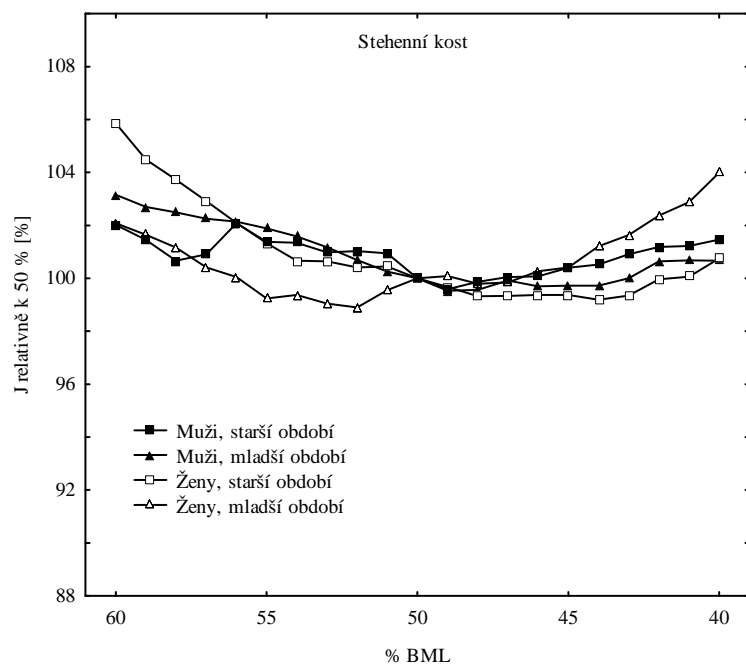
Graf 9: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



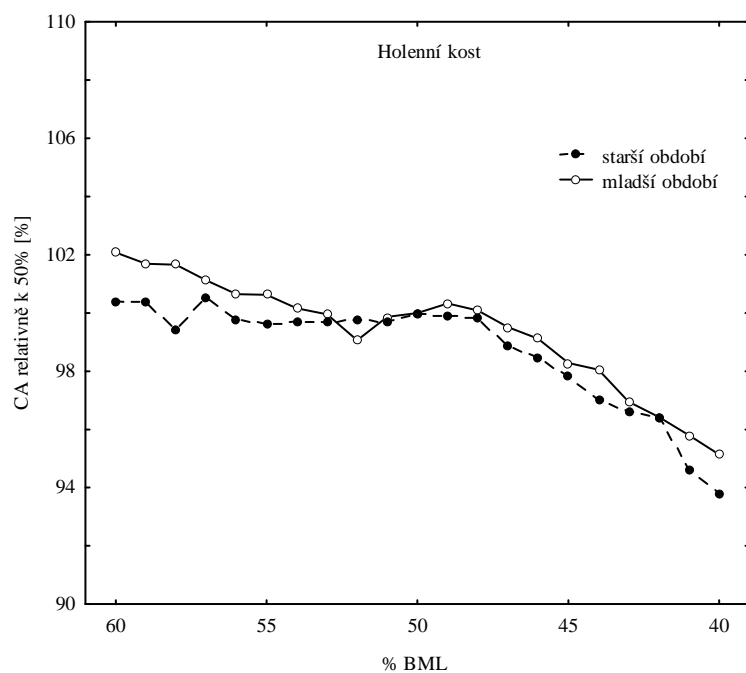
Graf 10: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



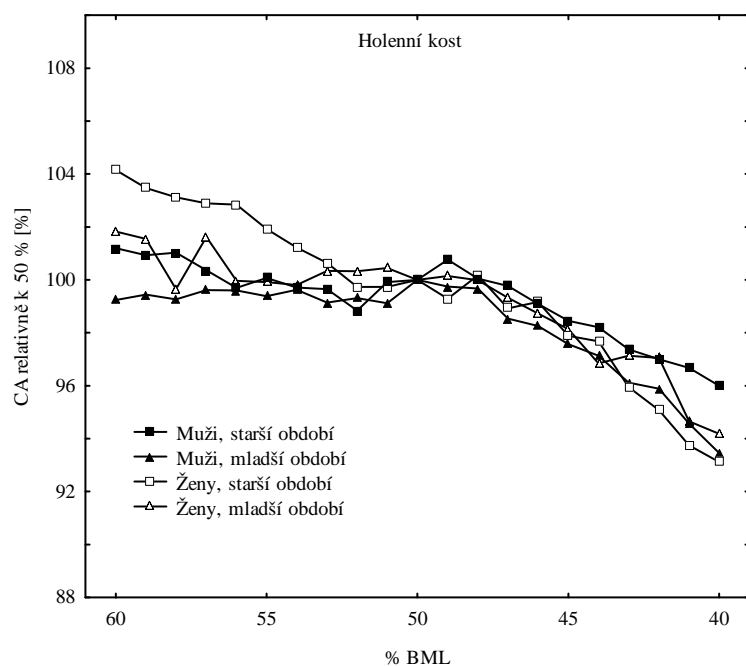
Graf 11: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



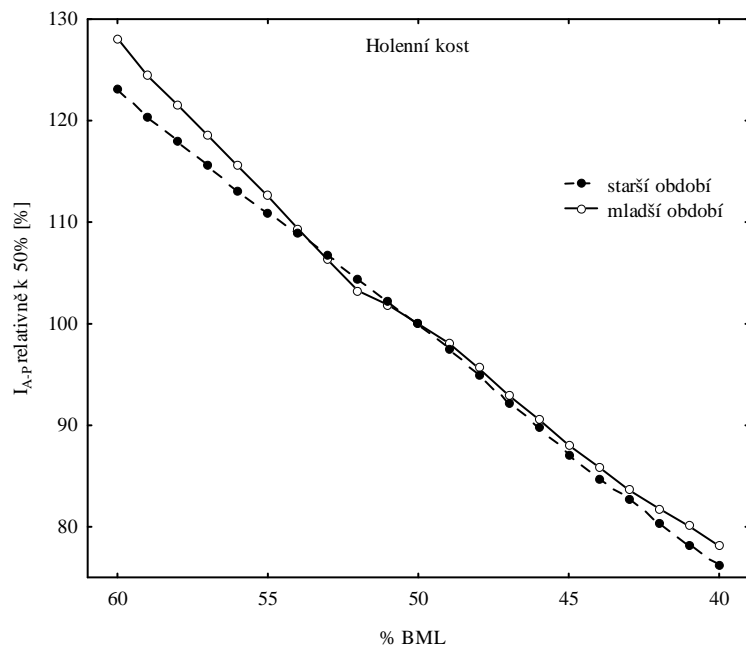
Graf 12: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML stehenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



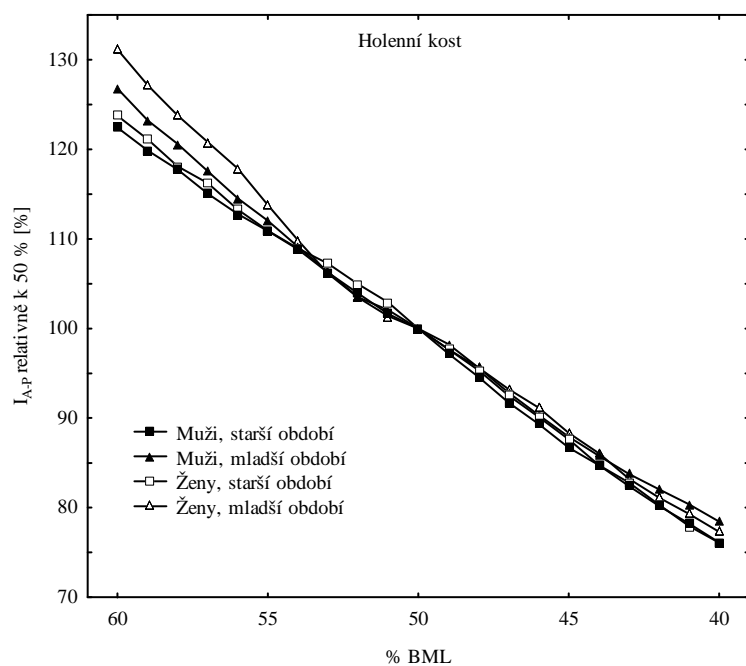
Graf 13: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



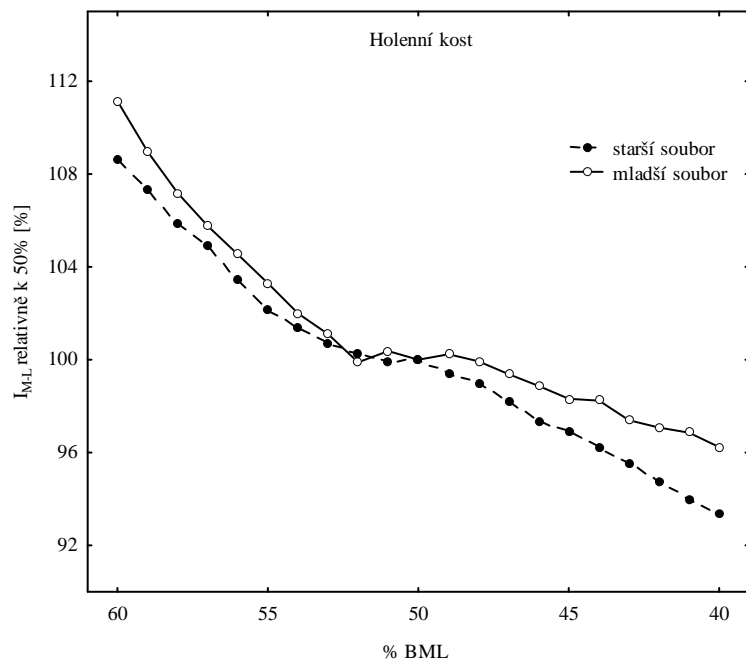
Graf 14: Distribuce MD% pro parametr CA – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



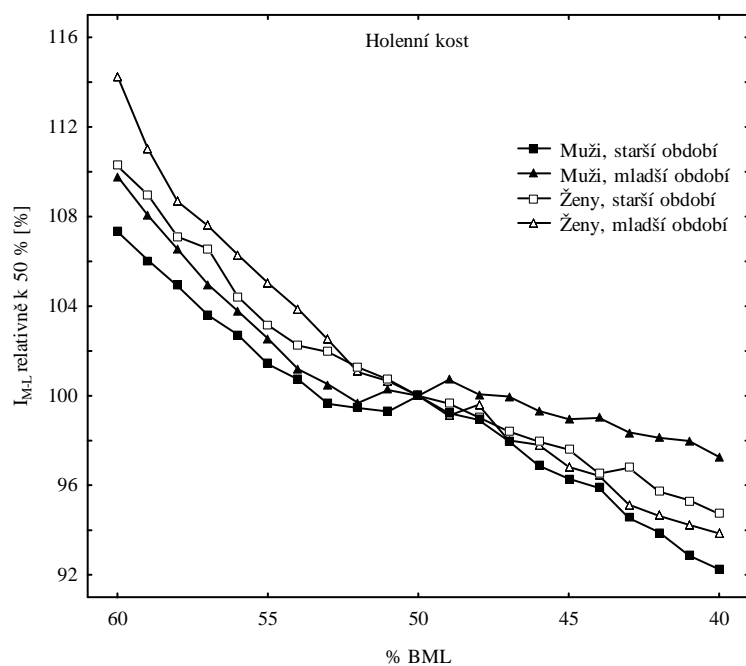
Graf 15: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



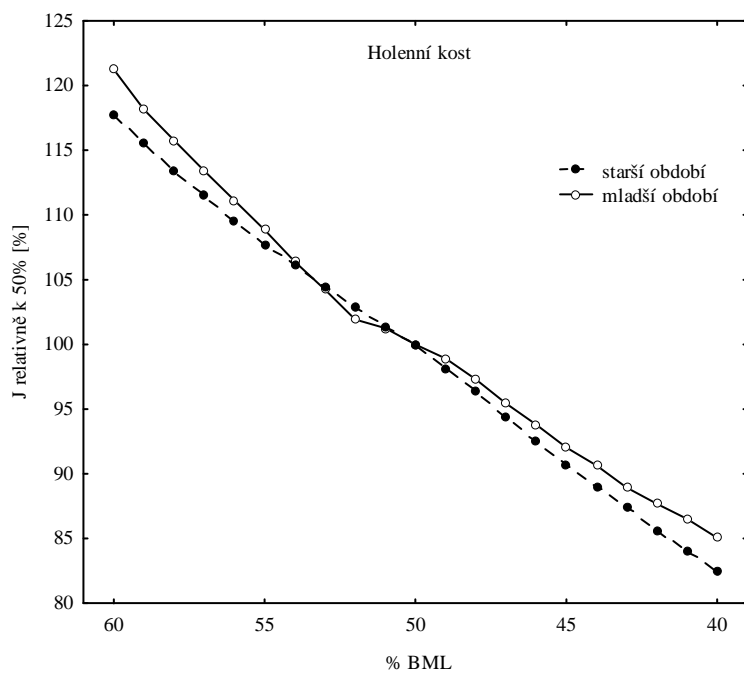
Graf 16: Distribuce MD% pro parametr I_{A-P} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



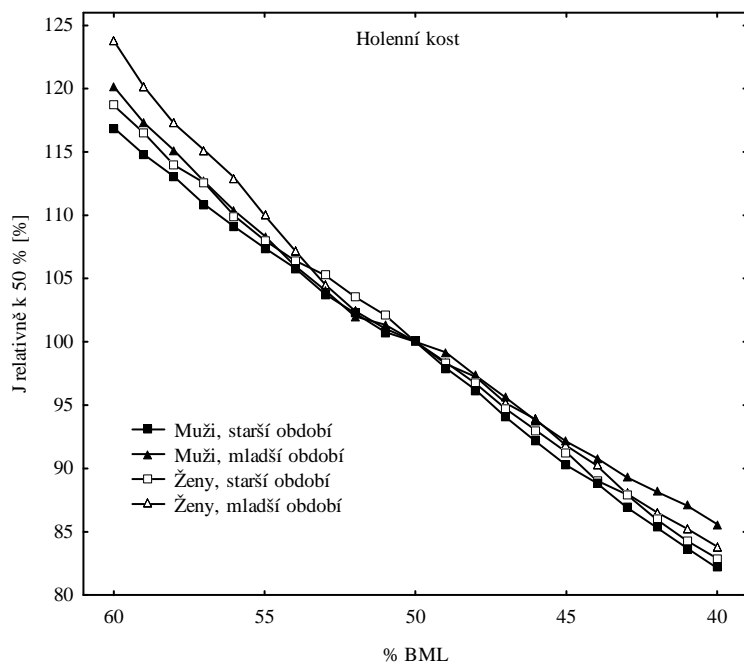
Graf 17: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



Graf 18: Distribuce MD% pro parametr I_{M-L} – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen



Graf 19: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období, sloučená pohlaví



Graf 20: Distribuce MD% pro parametr J – vztah mezi x% BML a 50% BML holenní kosti – srovnání mladšího a staršího období a mužů a žen